Aus der Klinik für Anästhesiologie

der Universität zu Lübeck

Direktor: Prof. Dr. med. Peter Schmucker

Die Geschichte der Beatmung – Analyse und Neubewertung am Beispiel der Geschichte des „Pulmotor“ Notfallbeatmungs- und Wiederbelebungsgeräts der Lübecker Drägerwerke

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde

der Universität zu Lübeck

- Aus der Medizinischen Fakultät -

vorgelegt von

Hans Christian Niggebrügge

aus Lübeck

Lübeck 2011

1. Berichterstatter:	Priv. Doz. Dr. med. M. Strätling
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. B. Weiss
Tag der mündlichen Prüfung:	23.12.2011
zum Druck genehmigt. Lübeck, den	23.12.2011

Inhaltsverzeichnis

I	**Einleitung**	**1**
II	**Material und Methoden**	**3**
1	Die Archive der Drägerwerk AG Lübeck	4
1.1	Das Gerätearchiv	4
1.2	Das historische Fotoarchiv	5
1.3	Das Schriftgut- und Dokumentenarchiv	5
1.3.1	Das Familienarchiv	6
1.3.2	Das Firmenarchiv	6
1.3.3	Veröffentlichungen	6
2	Gliederung	7
III	**Ergebnisse**	**9**
1	Geschichte der Beatmung	9
1.1	Einleitung	9
1.2	Die Vor- und Frühgeschichte der Beatmung	10
1.3	Die Neuzeit	15
1.4	Die manuellen Methoden	50
1.5	Die beginnende Renaissance der Überdruckbeatmung	64
1.6	Die Unterdruckbeatmung: Tank- und Cuirass-Respiratoren	77
2	Der Ur-Pulmotor (1907)	109
2.1	Die Entstehungsgeschichte	109
2.2	Die Herstellung des Prototyps	116
2.3	Die Einzelkomponenten des Ur-Pulmotors	122
3	Das erste Serienmodell des Pulmotors (1908)	130
3.1	Die Weiterentwicklung des Ur-Pulmotors	130
3.1.1	Das Pulmotor-Prinzip: Technische Innovation des ersten Serienmodells	131
3.1.2	Physiologische Versuche vor Beginn der Serien-Produktion	137
3.1.3	Die Markteinführung der ersten Pulmotor-Serie	139
3.2	Geräteaufbau und Zubehör des fertigen Serienprodukts	140
4	Die 1. Pulmotor-Generation: Serienproduktion 1908 – 1954	154
4.1	Die Modellvarianten des Pulmotors	155

4.2	Die Weiterentwicklungen des Pulmotors	166
5	Die 2. Pulmotor-Generation: Serienproduktion ab 1954	177
5.1	Der neue Umschaltmechanismus und seine Vorläufer	177
5.2	Der neue Pulmotor	185
5.3	Modellvarianten der Baureihe „PT“	194
5.4	Weitere auf der Pumotordose M 6900 basierende Beatmungsgeräte	197
6	Die 3. Pulmotor-Generation: Serienproduktion ab 1964/65	206
6.1	Der neue Umschaltmechanismus	206
6.2	Modellvarianten der Baureihe „PT 60“	212
6.3	Weitere auf der Pulmotordose M 16460 basierende Beatmungsgeräte	218
7	Baby-Pulmotor und Oxitherm	220
8	Einfluss des Pulmotors auf das Rettungswesen	231
8.1	Bedienungsanleitungen und Airway-Management	231
8.2	Pulmotor-Stationen und Pulmotor-Organisation	252
8.3	Die Pulmotor-Erfolgsstatistiken	254
9	Nationale und internationale Reaktionen auf den Pulmotor	257
9.1	Medien und Öffentlichkeit	257
9.2	Verkaufszahlen und Verbreitung	263
9.3	Der Pulmotor-Streit	265
9.3.1	Definition und Hintergründe des Pulmotor-Streits	265
9.3.2	Verlauf des Pulmotor-Streits	268
IV	**Diskussion**	**341**
V	**Zusammenfassung**	**356**
VI	**Literaturverzeichnis**	**358**
VII	**Abkürzungsverzeichnis**	**391**
VIII	**Danksagung**	**392**
IX	**Lebenslauf**	**393**

I Einleitung

Am Anfang des 20. Jahrhunderts steckte die moderne Wiederbelebung noch in den Kinderschuhen. Weder die Indikationsstellung noch die angewendeten Therapiemethoden entsprachen den heutigen Standards. Die typische Indikation für das Anwenden von Wiederbelebungsmaßnahmen bestand aus der Beobachtung von Bewusstlosigkeit, Bewegungslosigkeit, fehlender Atmung und nicht mehr tastbarem Pulsschlag. Üblicherweise wurde das gleichzeitige Auftreten dieser Symptome als „Scheintod“ oder „Asphyxie“ (griechisch: „Pulslosigkeit“) bezeichnet. Zur Therapie dieses Zustandes wurden seit Ende des 19. Jahrhunderts überwiegend manuelle Wiederbelebungsmethoden angewendet. Brockhaus' Kleines Konversations-Lexikon von 1911 merkt hierzu beispielsweise folgendes an: „*Scheintod (Asphyxia), derjenige Zustand, in welchem die Erscheinungen des Lebens nicht mehr bemerkt werden, indem Gehirn, Lunge und Darm ihre Funktionen eingestellt haben, Bewußtsein, Empfindung und Bewegung völlig fehlen, Herz und Gefäßsystem aber in sehr schwachem Grade noch tätig sind, so daß noch einzelne Herztöne gehört werden. Der Unterschied vom wirklichen Tode besteht darin, daß die elektr. Erregbarkeit der Muskeln erhalten bleibt, Totenstarre und Fäulnis nicht eintritt. Behandlung Scheintoter: künstliche Atmung durch abwechselnden Druck auf den Brustkasten und Erheben der Arme […].*“ [13]. Dieses Zitat deutet das Dilemma der damaligen Zeit an: Aufgrund noch fehlender Technologien war weder eine eindeutige Diagnose des Scheintodes noch dessen genaue und zeitnahe Abgrenzung zum Tod während der Wiederbelebungsmaßnahmen möglich. Zudem wurde aufgrund noch fehlender pathophysiologischer Kenntnisse die künstliche Beatmung mit den aus heutiger Sicht unzulänglichen manuellen Beatmungsmethoden als allein ausreichende Therapiemaßnahme angesehen.

Vor diesem zeitgeschichtlichen Hintergrund entstand das erste Beatmungsgerät der Firma Dräger, der „Pulmotor“, der ein für die damalige Zeit äußerst innovatives Beatmungskonzept aufwies.

Die vorliegende Dissertation gibt einen Überblick über die Geschichte des Pulmotors, seine Entstehung und Modellentwicklung und nimmt eine Einordnung des Geräts in den medizinhistorischen und medizintechnischen Kontext vor. In diesem Zusammenhang wird die Geschichte der Wiederbelebung, hier insbesondere der apparativen Beatmung, eingehend beleuchtet. Ihr Einfluss auf die Entstehung einzelner Pulmotormodelle wird verdeutlicht. Zudem wird neben einer Übersicht über die gesamte Pulmotor-Produktion ein detaillierter Einblick in die Funktionsweise dieser Pulmotormodelle gegeben.
Nachfolgend wird die wissenschaftliche Auseinandersetzung mit dem Pulmotor und seinem Beatmungskonzept erörtert und die Auswirkungen dieser Auseinandersetzung, vor allem in Bezug auf neuen Erkenntnisgewinn über die Pathophysiologie des Scheintodes und die Wirkung der künstlichen Beatmung, aufgezeigt.
Abschließend werden die Bedeutung des Pulmotors für die Entwicklung automatischer Beatmungsgeräte und sein Einfluss auf das nationale wie internationale Rettungswesen herausgearbeitet.

Die vorliegende Dissertation ist Teil eines Forschungsprojektes der Klinik für Anästhesiologie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus Lübeck in enger Zusammenarbeit mit der Drägerwerk AG, Lübeck. Vorangegangene Arbeiten befassten sich mit der auch für den Pulmotor bedeutsamen Entwicklung der Druckgastechnik und der inhalativen Sauerstofftherapie und erörterten die teilweise parallel zur Pulmotor-Entwicklung verlaufende Geschichte der Dräger-Grubenrettungstechnologie und der Dräger-Anästhesietechnik.

II Material und Methoden

Die in dieser Arbeit verwendeten, oft bisher unveröffentlichten Primärquellen entstammen zu einem großen Teil den Archiven der Drägerwerk AG in Lübeck. Diese Archive, deren Aufbau und Geschichte im folgenden Abschnitt kurz umrissen wird, wurden systematisch zum Thema „Pulmotor“ und verwandten Themenbereichen durchgesehen. Zu den aus den Archiven stammenden Quellen gehören die periodisch erscheinenden „Draeger-Hefte“, außerdem Prospekte, Bedienungsanleitungen und Patentschriften der einzelnen Beatmungsgeräte und Publikationen in Buchform, welche thematisch die Familie und Firma Dräger betreffen und entweder im Eigenverlag oder mit Unterstützung der Drägerwerk AG erschienen sind.
Ein geringer Teil der ausgewerteten Primärquellen stammt aus Privatbesitz.
Die in dieser Arbeit zitierte Sekundärliteratur (vergleiche Literaturverzeichnis) dient überwiegend dazu, das in den Dräger-Archiven gefundene Material in seinen medizin-historischen Kontext einordnen zu können. Für die hierfür notwendige Recherche wurde hauptsächlich auf medizinische Online-Suchdienste, aber auch auf die Online-Portale von Bibliotheken, Antiquariaten und Patentämtern zurückgegriffen.

Methodische Schwierigkeiten bestanden vor allem in der Auffindbarkeit und Zugänglichkeit der in historischen Arbeiten und Bibliographien ausgewiesenen Primärquellen. Diese teilweise über 200 Jahre alten Quellen waren trotz intensiver Recherche unter Zuhilfenahme aller bibliographischer Hilfsmittel und internationaler Suchdienste nicht immer auffindbar und entzogen sich so teilweise einer direkten Auswertung.
Zudem sind die äußerst umfangreichen Bestände der Dräger-Archive trotz langjähriger intensiver Arbeit der Archivare noch nicht vollends erschlossen, so dass eine strukturierte Recherche nicht immer einfach war. Gerade zu den über 70 Jahre produzierten und dementsprechend vielfach modifizierten Pulmotor-Modellreihen konnten nicht immer alle Fragestellungen erschöpfend beantwortet werden.

II.1 Die Archive der Drägerwerk AG Lübeck

Einen wesentlichen Aspekt dieser medizin-historischen Arbeit stellt die systematische Auswertung der in den Dräger-Archiven gelagerten Bestände dar. Aus diesem Grund soll nachfolgend kurz auf den Aufbau und die Geschichte der einzelnen Archive eingegangen werden.

Im Drägerwerk Lübeck werden aktuell drei Archive geführt:

- das Gerätearchiv,
- das historische Fotoarchiv,
- das Schriftgut- und Dokumentenarchiv, welches auch das Familienarchiv beinhaltet.

Diese Archive werden von in Ruhestand befindlichen, ehemaligen Drägermitarbeitern geleitet und sind nicht öffentlich zugänglich.

II.1.1 Das Gerätearchiv

Die Bestände des Gerätearchivs befinden sich in der Lachswehrallee 14-22, auf dem Gelände des Drägerwerks, Haus 16. Das Archiv beinhaltet – ohne Anspruch auf Vollständigkeit – eine ausgedehnte Sammlung von Dräger-Geräten und Ersatzteilen aus den Bereichen Medizin- und Sicherheitstechnik. Auch Geräte aus den Bereichen Tauch- und Luftfahrttechnik sind mit erfasst.

Der Bereich Medizintechnik wurde von 1988 bis 2004 von Herrn Günther Busch aufgebaut. Zeitgleich mit Herrn Busch baute Herr Hanson den sicherheitstechnischen Bereich auf. Seit 2004 wird das Gerätearchiv von Herrn Wolfgang Fülber geleitet.

Die im Gerätearchiv gesammelten Geräte werden nicht nur katalogisiert, sondern müssen teilweise auch restauriert und für eine lange Lagerzeit präpariert werden. Zudem werden historisch bedeutsame Exponate weltweit für Ausstellungen zur Verfügung gestellt. Diese Exponate sind, nicht zuletzt aufgrund ihres hohen Alters, bei ihrer Rückkehr oft reparaturbedürftig. Aus diesem Grund wird unter Leitung des Archivs zunehmend dazu übergegangen, für Ausstellungen originalgetreue Rekonstruktionen der Geräte anzufertigen.

Neben den Gerätschaften wird in einem eigenen Raum auch dazugehöriges schriftliches Material aufbewahrt. Dazu gehören neben Gebrauchsanweisungen,

Prospekten und Ersatzteillisten auch die seit 1912 herausgegebenen Dräger-Hefte. Übersicht und Zugriff auf die schriftlichen Bestände sind über eine PC-Software möglich. Für das Auffinden einzelner Geräte und Ersatzteile muss auf Handkarteien zurückgegriffen werden.

II.1.2 Das historische Fotoarchiv

In diesem Fotoarchiv, das ebenfalls unter der Leitung von Herrn Fülber steht, werden über 50.000 fotografische Unterlagen aus der Zeit von 1889 bis 1999 aufbewahrt. Dazu gehören Glasplatten, Filme, Dias, Retuschen und Druckvorlagen, die sich in einem klimatisierten Raum in der Lachswehrallee 14-22, Drägerwerk Haus 16 befinden. Diese fotografischen Materialien sind größtenteils nach Entstehungsjahr und innerhalb des Jahrgangs nach einer fortlaufenden Nummer katalogisiert. Der Bestand des historischen Fotoarchivs ist durch ein Findbuch erschlossen.

II.1.3 Das Schriftgut- und Dokumentenarchiv

Dieses Archiv, das sich im Verwaltungsgebäude des Drägerwerks - Moislinger Allee 53-55, Haus 1, Altbau – befindet, besteht erst seit Anfang der 90er Jahre.
Bevor das Archiv gegründet wurde, waren die seit Gründung des Unternehmens gesammelten Unternehmensunterlagen sowie Dokumente der Familiengeschichte zufällig und unsortiert in Kisten aufbewahrt worden. Die Archivbestände blieben zwar von den Folgen des Krieges verschont, wurden aber weder katalogisiert, noch nach ihrem historischen Wert systematisiert.
Mit dem Aufbau des Schriftgut- und Dokumentenarchivs war von 1990 bis 1999 Herr Hans Uwe Lorenzen betraut. Im Jahre 1999 übernahm Herr Ingo Welling die Leitung des Archivs.
Zu den seit der Archivgründung zusammengestellten und archivarisch erfassten Teilbeständen gehören das Familienarchiv mit einer Ahnentafel der Familie Dräger, das Firmenarchiv und ein Bestand mit Veröffentlichungen, die sich thematisch mit der Familie und Firma Dräger befassen.

II.1.3.1 Das Familienarchiv

Das Familienarchiv bezieht sich im Wesentlichen auf acht Familienmitglieder und ist dementsprechend in acht weiter unterteilte Gruppen gegliedert. Es enthält zudem eine Sammlung von die Familie betreffenden Fotografien, welche ebenfalls nach den acht Familienmitgliedern geordnet sind. Innerhalb dieser einzelnen Alben sind die Fotografien nach Entstehungsdatum sortiert. Zwei weitere Alben enthalten Fotografien von Ahnen und weiteren Mitgliedern der Familie Dräger. Die Gliederung erfolgt hier nach dem Geburtsdatum der abgebildeten Personen. Ein 150seitiges Findbuch gibt Überblick über die einzelnen Sachbereiche.
Die Ahnentafel umfasst über fünf Generationen der Familie Dräger und nennt dabei über 190 Personen mit Geburts- und Sterbedatum sowie Hochzeitsdaten.

II.1.3.2 Das Firmenarchiv

Die hier gesammelten Unterlagen sind chronologisch nach folgenden Sachbereichen sortiert: Finanzen, Messen und Ausstellungen, Technik und Produktion, Dräger Werk-Baugeschichte, Niederlassungen und Vertretungen, Regierungsausschüsse, Forschung und Entwicklung, Personalwesen, Soziale Angelegenheiten, Unternehmensentwicklung, Patentwesen. Auch für das Firmenarchiv existiert ein Findbuch mit einem Umfang von etwa 150 Seiten. Das Archiv befindet sich seit Juli 2005 ebenfalls im Drägerwerk Haus 16 in der Lachswehrallee 14-22.

II.1.3.3 Veröffentlichungen

Dieser Bestand enthält unter anderem im Eigenverlag oder mit Unterstützung der Drägerwerk AG erschienene, folgende Publikationen:

Ernst Bahns	„Evolution der Beatmung – vom Pulmotor zur Evita“; Erstausgabe 1997
	„Mit dem Pulmotor fing es an – Hundert Jahre maschinelle Beatmung“; Erstausgabe 2007
Gustav Blume	„Zur Geschichte des Drägerwerkes von 1889 bis 1936“;

Erstausgabe 1994

Elfriede Dräger „Lebenserinnerungen“; Erstausgabe 1990

Heinrich Dräger „Lebenserinnerungen“; Erstausgabe 1913

Johann Wilhelm Haase-Lampe
„Vom Elbdeich zum Finkenberg“;
Entstanden um 1948, gedruckt aber nicht veröffentlicht

Josef Haupt „Die Geschichte des Dräger Narkoseapparates“;
Erstausgabe 1970

Heinrich Schmitt „Die Dräger-Druckgastechnik“;
Entstehung und Entwicklung 1889 – 1975
Erstausgabe 1988

II.2 Gliederung

Bei der Darstellung des relativ komplexen Themas „Pulmotor“ wird folgenderweise verfahren:

Zunächst erfolgt ein Überblick über die Geschichte der künstlichen Beatmung in Notfallsituationen bis zu den Anfangsjahren der Pulmotor-Serienfertigung. Hierbei zeigt sich, welcher historische Hintergrund dem Pulmotor zugrunde liegt, wer seine Wegbereiter waren und woher die ablehnende Haltung der Pulmotor-Gegner kam.

Nachfolgend wird auf die Entstehungsgeschichte des Prototypen und dessen Weiterentwicklung zum ersten Serienmodell eingegangen, wobei deutlich wird, in welchen zeitlichen Kontext der Pulmotor „hineingeboren“ wurde.

Daran anschließend erfolgen eine ausführliche Erläuterung der Pulmotor-Konstruktion und seiner Funktionsweise und eine Beschreibung der einzelnen Pulmotor-Modellreihen, -Varianten und -Sondermodelle. Dabei wird auf die während der Entwicklung der einzelnen Pulmotor-Modelle jeweils vorherrschenden Trends in der künstlichen Beatmung eingegangen.

Im Anschluss sollen – soweit dies noch nicht im Kapitel über die Geschichte der künstlichen Beatmung erfolgt ist – die wichtigsten Konkurrenzmodelle des Pulmotors dargestellt werden. Es wird aufgezeigt, in wieweit sie die Weiterentwicklung des Pulmotors beeinflusst haben und in welchem Ausmaß ihre eigene Entwicklung durch den Pulmotor beeinflusst worden ist.

Im folgenden Kapitel wird auf den Einfluss, den der Pulmotor auf das Deutsche wie auch internationale Rettungswesen vor allem in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts ausübte, eingegangen. Dazu werden die Bedienungsanleitungen des Pulmotors betrachtet und ihr Anteil an Entwicklung und Verbreitung von Reanimationsrichtlinien besonders in Deutschland dargestellt. In diesem Zusammenhang wird zudem aufgezeigt, dass Dräger maßgeblich an der Etablierung und fortlaufenden Weiterentwicklung des Atemwegs-Managements im Rettungswesen beteiligt war. Außerdem wird dargelegt, dass sich Dräger durch Einrichtung, Unterstützung und Ausbildung von sogenannten „Pulmotor-Stationen“ um die Schaffung eines flächendeckenden Rettungssystems bemühte und nicht zuletzt über die Ausarbeitung und regelmäßige Veröffentlichung von „Pulmotor-Erfolgsstatistiken“ ein „Feedbacksystem“ implementierte, welches ebenfalls einen Einfluss auf das Rettungswesen hatte.

Im letzten Abschnitt der eigenen Untersuchungen sollen die nationalen und internationalen Reaktionen auf das Wirken des Pulmotors beleuchtet werden. Es wird sich zeigen, dass der Pulmotor sowohl in der öffentlichen Wahrnehmung als auch aus ökonomischer Sicht eines der erfolgreichsten Beatmungsgeräte – wenn nicht sogar das erfolgreichste Beatmungsgerät überhaupt – der damaligen Zeit war. Es wird sich aber auch zeigen, dass der Pulmotor zwischen den Praktikern des Rettungswesens und den theoretisch-experimentellen Forschern aus der medizinischen Physiologie durchaus kontrovers diskutiert wurde. Diese Kontroverse, die im Kapitel „Pulmotor-Streit“ analysiert wird, soll zudem in einen größeren historischen Kontext gestellt werden. Dabei wird deutlich, dass dieser Pulmotor-Streit zwar nur einen Teilaspekt des großen Richtungsstreits um die beste Beatmungsmethode darstellt, gleichzeitig aber den medizinischen Fortschritt auf dem Gebiet der Wiederbelebung und künstlichen Beatmung widerspiegelt. Dieser Streit zeigt somit einen exemplarischen Querschnitt der Entwicklung von Wiederbelebung und künstlicher Beatmung in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts.

III Ergebnisse

III.1 Geschichte der Beatmung

III.1.1 Einleitung

Die historische Entwicklung der künstlichen Beatmung verläuft nicht linear und zeigt viele Irrwege, Sackgassen und Rückschritte, bis es zu einem einheitlichen, in der Praxis der Medizin und im Bewusstsein der Gesellschaft verankerten Wissen kommt. Bereits in vorchristlichen Zeiten scheint es ein Wissen um Formen der künstlichen Beatmung gegeben zu haben. Offenbar gab es auch ein rudimentäres Wissen über grundlegende physiologische Zusammenhänge. Dieses Wissen ging jedoch, wie so viele andere kulturelle Errungenschaften, während der Zeit des Mittelalters in Europa weitgehend verloren und wurde erst mit dem Beginn der Neuzeit wiederentdeckt und ausgeweitet.

Doch noch bis hinein ins 20. Jahrhundert verhinderten gesellschaftliche Verhaltensweisen, mangelnde physiologische Kenntnisse und ungenügende Untersuchungen der wiederentdeckten Methoden deren breite Anwendung und Weiterentwicklung. So sahen Ärzte die Wiederbelebung als vulgär und nicht ihrem Tätigkeitsbereich zugehörig an und waren dementsprechend im Allgemeinen auch gar nicht in solchen Fertigkeiten ausgebildet. Zudem fehlte es an konkretem Wissen über die Arbeitsweise von Herz und Lunge. Auch die Notwendigkeit freier Atemwege für eine erfolgreiche künstliche Beatmung war häufig nicht bekannt. Außerdem wurde die Anwendung der künstlichen Beatmung durch allgemeine Vorurteile und unbegründete Ängste, wie zum Beispiel die Angst vor druckbedingten Lungenschäden oder vor der Ansteckung mit Krankheiten im Rahmen einer Mund-zu-Mund Beatmung, behindert. Nicht zuletzt wurde eine Weiterentwicklung der bereits bekannten Wiederbelebungsmethoden durch fehlende wissenschaftliche Techniken behindert. So mangelte es an systematischen Untersuchungen über die Leistungsfähigkeit der bisher angewendeten Wiederbelebungsverfahren. Stattdessen galten fast ausschließlich

Expertenmeinungen, die wiederum weniger auf konkreten Erfahrungen als auf eigenen Vorlieben und Vorurteilen beruhten.

III.1.2 Die Vor- und Frühgeschichte der Beatmung

Die ersten Erwähnungen der künstlicher Beatmung, die - zumindest im Kulturkreis des Westens sowie des nahen und mittleren Ostens - überliefert sind, stammen aus im weiteren Sinne „alttestamentarischen Zeiten“ und beziehen sich oft auf Notfallsituationen, in denen scheinbar Mund-zu-Mund Beatmung angewendet wurde. Diese Quellen sind jedoch inhaltlich häufig widersprüchlich und naturgemäß bezüglich der Authentizität der in ihnen enthaltenen Angaben auch nicht mehr überprüfbar. Zudem handelt es sich hier überwiegend um primär religiöse Schriften, deren Hauptanliegen der Darstellung, Verbreitung, Überhöhung und Verklärung religiöser, mystischer und spiritueller Vorstellungen galt. Wirklich historisch wie medizinisch *eindeutige* Hinweise auf künstliche Beatmung gibt somit keine dieser alten Quellen. Die meisten bisher bekannten Quellen stammen aus dem Alten Testament oder der Torah und sowie deren meist deutlich späteren Auslegungen, die im jüdischen und christlichen Schrifttum tradiert wurden. Aber auch in den erhaltenen Überlieferungen des antiken Ägypten[1] sowie den mesopotamischen und hellenistisch-römischen (Schöpfungs-) Mythologien, deren Ursprünge weitgehend im gleichen Zeitrahmen anzusiedeln sind, finden sich zum Teil sehr ähnliche Schilderungen. Ihre grundsätzliche Gemeinsamkeit liegt darin, dass in ihnen das Lufteinblasen als das wesentliche Symbol für die Belebung des Menschen erwähnt und begriffen wird [21]. Beispielsweise wird im Alten Testament die Erschaffung des Menschen wie folgt beschrieben[2]: „*Und […Jehova] Gott bildete den Menschen, […Staub von dem Erdboden,] und hauchte in seine Nase den Odem des Lebens; und der Mensch wurde eine lebendige Seele*“ [156].

[1] AB Baker erwähnt beispielsweise die Wiederbelebung des Osiris duch Isis in der ägyptischen Mythologie: *„[…] where by one account Isis resurrected Osiris with the breath of life.*” Baker bezieht sich hierbei auf WA Jaynes Werk „*The Healing Gods of Ancient Civilisations*“ erschienen 1925 in der Yale University Press New Haven [259]. Gleichzeitig gibt er aber auch an, die Quellenangaben von WA Jayne für diese Behauptung nicht genau nachvollziehen zu können [19]. Andere Autoren wie RV Trubuhovich verzichten daher auf Nennung der ägyptischen Mythologie dieser Quelle [314].

[2] Dieses als künstliche Beatmung zu interpretieren erscheint jedoch zweifelhaft [19]. Vielmehr ist dies, wie bereits ausgeführt, Ausdruck schöpfungs-mythologischer und theologischer Aussagen.

Seit langer Zeit ist daher gerade auch die Mund-zu-Mund Beatmung im medizinischen Schrifttum als „*biblische Methode*“ [314, 372] bekannt. Das wohl bekannteste Beispiel hierfür ist eine Passage aus dem 2. Buch Mose (Exodus), die von vielen Autoren [4, 59, 320] geradezu als direkter „Beweis“ für eine damals anscheinend bekannte Praxis der künstlichen Beatmung angesehen wird. Darin wird eine offenbar erfolgreiche Mund-zu-Mund Beatmung durch die hebräische Hebamme Puah beschrieben: „*[…] in Exodus (1: 15-17): the Hebrew Midwife Puah […] 'breathed into the baby´s mouth to induce the baby to cry'* “ [372]. Liest man die entsprechende Verse jedoch in einer autorisierten Version des biblischen Primärtextes [385], so handeln diese jedoch lediglich von den hebräischen Hebammen Schifra und Puah, die sich dem Befehl des Pharao, neugeborene hebräische Knaben zu töten, widersetzen.

Die Autoren Z Rosen und JT Davidson geben allerdings als mögliche ergänzende Quelle den Midrasch Rabba[3] (Shemot Rabba) aus dem 11. und 12. Jahrhundert an, in dem der hebräischen Hebamme Puah die Wiederbelebung eines Kindes zugeschrieben wird, indem sie in seinen Körper blies. Die genaue Übersetzung der entsprechenden Textstelle ist allerdings unklar und stammt aus dem Mittelalter: *„[…] Puah […] "used to revive (mepiah) the infant (with her respiration) when people said it was dead". The exact source […] is Midrash Rabah […] – it mentions mepiah, but the meaning of this is somewhat unclear and only one authority, the Matnot Kehnunah, (from medieval times) renders the meaning as being "blew into their bodies".* ". [314, 372].

Die gleichen Autoren berichten auch von einer Passage aus dem babylonischen Talmud in der scheinbar ein neugeborenes Lamm Mund-zu-Nase beatmet bzw. in seiner Atmung unterstützt wird [314, 372]. Doch auch hier kann ein genaueres Textstudium dies nicht eindeutig belegen, zumal es bei besagtem Manöver eventuell auch nur darum geht, die Nase des neugeborenen Tieres von Schleim zu befreien, um es auf diese Weise beim Atmen zu unterstützen [372].

[3] Der Midrasch (engl. Midrash) ist zunächst eine mündliche Form der Auslegung der heiligen Schrift der jüdischen Religion, dem Tanach. Zu den Hauptteilen des Tanach gehört die Tora (Hebräisch für Anweisung oder Gesetz), die wiederum aus den 5 Büchern des Moses besteht. In schriftlicher Form weithin bekannt ist der Midrasch Rabba, eine Sammlung von 10 Midraschim, die sich auf verschiedene Bücher der Bibel bezieht. Hierzu gehört der Shemot Rabba, der sich auf das Buch Exodus bezieht. Es bleibt anzumerken, das es seit Jahrtausenden zeitgleich mündliche wie auch schriftliche Überlieferungen des Tanach und seiner Auslegungen wie z. B. den Midraschim gibt. Somit kann es durchaus sein, das es unterschiedliche und durchaus auch widersprüchliche Versionen biblischer Ereignisse geben kann [281, 349, 372].

Als weiteres „Paradebeispiel“ für die frühe Verwendung der Mund-zu-Mund Beatmung nach der sogenannten „biblischen Methode“ wird von vielen Autoren auch eine andere Passage aus dem Alten Testament angeführt, in welcher der Prophet Elischa (oder Elisa) um 800 v. Chr. das tote Kind einer Sunamitin zum Leben erweckt [4, 19, 21, 59, 62, 69, 155, 311, 372, 420]. Hier heißt es: „*[…] Und er stieg hinauf und legte sich auf das Kind, und er legte seinen Mund auf dessen Mund, und seine Augen auf dessen Augen, und seine Hände auf dessen Hände und beugte sich über dasselbe; und das Fleisch des Kindes wurde warm.*“ [155]. Allerdings gibt es auch hier, zieht man die im medizinischen Schrifttum genannten jeweiligen Fassungen der Bibel nämlich die King James Version von 1769 und die Elberfelder Bibel von 1905 zu Rate, keinen Anhalt dafür, dass Elischa *in* die Lungen des Kindes geblasen hat, um im Sinne einer Mund-zu-Mund Beatmung eine Wiederbelebung durchzuführen [19, 372]. Folglich wirft dies die Frage auf, warum trotzdem gerade diese biblischen Verse weithin im medizinischen Schrifttum als typisches Beispiel für die Verwendung von Mund-zu-Mund Beatmung gelten? Die Erklärung könnte auch hier wieder in den vielen unterschiedlichen, teils auch widersprüchlichen, Übersetzungen und Interpretationen liegen, die von diesem biblischen Ereignis über die Jahrtausende diskontinuierlich, teilweise sicherlich sogar zur gleichen Zeit, sowohl in mündlicher als auch in schriftlicher Form entstanden sind [372]. J Paraskos [300] nennt zwei Übersetzungen der Bibel, in denen der Prophet Elischa in das Kind atmet: die „Septuaginta“[4] und die „New English Translation“ aus dem Jahr 2005, die allerdings nach J Paraskos in diesem Fall den Text der Septuaginta inhaltlich wiederspiegelt [300, 372]. Trotzdem bleibt diese Bibelpassage umstritten und wird im Nachhinein von einigen Autoren eher als ein biblisches Wunder denn als Anhalt für künstliche Beatmung angesehen [21, 372]. Begründet wird dies mit dem Umstand, dass sich die Wiedererweckung des Kindes wohl einige Stunden nach dessen „Tod“ zugetragen haben muss. Denn die Mutter des Kindes musste sich erst per Esel von den Ort Sunem zum 40 Kilometer entfernten Berg Karmel begeben, um von dort aus gemeinsam mit dem Propheten Elischa zu ihrem zur Mittagszeit gestorbenen Sohn zurückzukehren [155, 372]. Entweder war das Kind

[4] Die „Septuaginta“ ist die altgriechische Übersetzung des Tanach und somit auch des alten Testaments, da die 5 Bücher des Moses als Tora Bestandteil des Tanach sind. Die Septuaginta ist von hellenistischen Juden im dritten Jahrhundert v. Chr. in Alexandria erstellt worden und gilt als älteste durchgehende Bibelübersetzung überhaupt [300, 368, 372].

wirklich tod und somit durch Mund-zu-Mund Beatmung nicht mehr zu reanimieren, dann müsse es sich nach Meinung der Autoren um ein „*[…] echtes Wunder Gottes […]*“ [21] handeln. Die andere Möglichkeit, die in Erwägung gezogen wird, ist eine Erholung des vielleicht nur komatösen Jungen[5] ohne kausalen Zusammenhang mit den Handlungen Elischas. So könnte die Wiedererweckung nach einigen Quellen auch durch Wärmeapplikation von Elischa auf den Jungen erfolgt sein [19, 372].

Zusammenfassend wird im derzeitigen medizinischen Schrifttum zumindest davon ausgegangen, dass eine Art der Tradition bezüglich Mund-zu-Mund Beatmung unter hebräischen Hebammen zur Zeit der ägyptischen Gefangenschaft um 1300 v. Chr. bestanden hat, auch wenn sich dies in den derzeit vorhandenen Quellen widersprüchlich darstellt [4, 314, 372].

Für viele Jahrhunderte folgen keine weiteren Erwähnungen einer künstlichen Beatmung.

Erst in der Zeit zwischen 175 und 177 n. Chr. erwähnte der griechisch-römische Arzt Galen von Pergamon (ca. 129–199 n. Chr.) im Rahmen seiner medizinischen Abhandlung „De usu partium corporis humani“ die Möglichkeit, die Lungen eines zuvor thorakotomierten Schweins mit einem Blasebalg zu belüften. Ob Galen hierbei auch auf einen möglichen therapeutischen Nutzen schloss, ist nicht überliefert worden. Eine Anwendung gar an Menschen erst recht nicht, zumal Galen wahrscheinlich, so erstmals von Andreas Vesalius (1514–1564) vermutet, nie selbst Menschen sezierte [19, 69, 178].

Künstliche Beatmung im Mittelalter

Die bisher vorhanden Ansätze einer künstlichen Beatmung scheinen, ebenso wie das meiste medizinische Wissen der Antike, im Mittelalter, dem „dunklen Zeitalter“ („*the Dark Ages*“ [19]), fast vollständig wieder verloren gegangen zu sein [19, 21, 372]. Lediglich im Verborgenen scheint sich ein Wissen um die Möglichkeit einer Wiederbelebung durch künstliche Beatmung gehalten zu haben [372]. Insbesondere im Hebammenwesen wurde die Technik der Mund-zu-Mund Beatmung zur Wiederbelebung asphyktischer Neugeborener weitergeführt. So heist es bei Trubuhovich: „*Mouth to mouth resuscitation was the secret of the*

[5] So könnte der Zustand des Jungen auch als ein komatöser Zustand, beispielsweise verursacht durch einen Sonnenstich oder eine subarachnoidale Blutung gedeutet werden [21, 320, 372].

midwives […].“ [372]. Die Ursachen, die einer weiteren Entwicklung von gezielten Wiederbelebungsmaßnahmen entgegenstanden, waren vielfältig.

Zum einen galt der Tod in der Vorstellung des mittelalterlichen Menschen als ein unabänderliches gottgewolltes Schicksal [4, 21, 372]. Der Versuch einer Wiederbelebung hätte eine Auflehnung gegen die Autorität Gottes bedeutet und wäre als unchristliche und gesetzesbrecherische Handlung (Ketzerei) bestraft worden [4, 21, 372].

Auch setzten die mangelnden Kenntnisse über die menschliche Anatomie und Physiologie einer gezielten Weiterverfolgung und Weiterentwicklung der ja bereits vorhandenen, richtigen reanimatorischen Ansätze Grenzen. Dies lag nicht zuletzt an der Tatsache, dass Sektionen bis zum Ende des Mittelalters gesetzlich verboten waren [19, 372].

Eine der wenigen aus mittelalterlichen Zeiten überlieferten Quellen stammt aus dem mittleren Osten, der nicht von der damaligen sozialen und religiösen Ordnung des christlich dominierten Mitteleuropa betroffen war. Hier beschreibt der arabische Arzt Ibn Sina (Avicenna) (980–1063) um 1000 n. Chr. die Möglichkeit der assistierten Beatmung in Fällen von Atemnot oder Stridor. Hierfür empfahl er Schilfrohr oder ein Rohr aus Gold oder Silber, das peroral eingeführt wurde. Dies ist zugleich die bislang älteste Quelle, die eine Beschreibung einer oropharyngealen Intubation enthält [4, 15, 59, 224].

Über 400 Jahre später erschien ein Buch über Pädiatrie, welches auf dem Werk Avicennas basieren soll [372]. In diesem „*Libellus de egritudinibus infantium*“ weist Paulus Bagellardus[6] (oder Paolo Bagellardo) 1472 unter der Überschrift „*Opusculum recens Natum de Morbis Puerorum*“ italienische Hebammen an, in die Lungen von apnoeischen Neugeborenen mit dem Mund Luft einzublasen: „*si reperiret ipsu calidu no nigru debet inflare imos eius ipso no habete respiratione aut in anu eius*“ [19, 372].

Diese beiden Beispiele verdeutlichen, dass zumindest eine Ahnung über die Bedeutung der Atmung für das Leben frühzeitig vorhanden war. Ein kausaler Zusammenhang scheint aber noch nicht erkannt worden zu sein wie die widersprüchlichen Handlungsanweisungen Bagellardus zeigen. Vielmehr scheint die künstliche Beatmung, wenn sie überhaupt als solche erkannt und wirklich

[6]Die Lebensdaten des Paulus Bagellardus sind nicht genau bekannt. So wird der Geburtszeitpunkt zwischen 1410 und 1420 vermutet. Als wahrscheinlichstes Todesjahr gilt 1494.

praktiziert wurde[7], eine von mehreren möglichen „Wiederbelebungsmaßnahmen“ dieser Zeit zu sein.

III.1.3 Die Neuzeit

Bis ins 16. Jahrhundert hinein fehlen zum Teil selbst rudimentäre Ansätze über die Funktion und Bedeutung von Atmung und Kreislauf [4]. Erst am Ende des Mittelalters, mit dem Beginn der Neuzeit, welche zunächst mit einer Wiederentdeckung verlorenen Wissens der Antike während der „Renaissance“ (15. Jh bis Ende 16. Jh) begann, fingen die einzelnen Wissenschaften an wieder aufzublühen und erste über Galens Beschreibungen hinausgehende Erkenntnisse wurden gewonnen [21]. So wird zum Beispiel berichtet, dass Paracelsus [Phillipus Aureolus Theophrastus Bombastus von Hohenheim (1493/94–1541)] um 1530 versucht haben soll, apnoeische Patienten – und somit für die damalige Vorstellung Leichname – durch rhythmisches Aufblasen der Lungen mit Hilfe eines in die Nasenlöcher eingeführten Blasebalgs wiederzubeleben. Der von ihm dazu benutzte Blasebalg einer Feuerstelle soll allerdings mit Asche verschmutzt gewesen sein, was für die letztliche Erfolglosigkeit seiner Maßnahme verantwortlich gemacht wurde [311, 314, 372].

1543 beschrieb der flämische Anatom Andreas Vesalius (1514–1564) in seinem Werk „*De humani corporis fabrica libri septem*“ (Basel, 1543) [410] die künstliche Beatmung eines Hundes, der als Versuchstier für Vesalius anatomische Studien diente. Um die intrathorakalen Organe am lebenden Tier studieren zu können, war der Thorax des Tieres eröffnet worden, wodurch dessen Lungen kollabiert waren. Durch rhythmische Beatmung mit einem Blasebalg, der über ein in die Trachea eingeführtes Schilfrohr Luft in die Lungen blies, konnte der Herzschlag erhalten werden[8] [4, 19, 21, 59, 69, 223, 311, 371, 372, 410].

---

[7] Vielmehr ist wohl davon auszugehen, dass bis in die Neuzeit hinein die hier so häufig zitierten Mund-zu-Mund Beatmungen in ihrem Ablauf eher von sehr kurzer Dauer waren und sich wahrscheinlich auf einen bis wenige Atemstöße beschränkten, um sich dann anderen vermeintlich lebensrettenden Maßnahmen zuzuwenden [314]. Selbst in William Tossachs Fall bestand die administrierte Mund-zu-Mund Beatmung scheinbar aus einem einzigen Atemstoß [372].

[8] In seinem Artikel „*Artificial respiration, the history of an idea*“ von 1971 zitiert AB Baker Vesalius Beschreibungen seiner Experimente wie folgt: „*But that life may in a manner of speaking be restored to the animal, an opening must be attempted in the trunk of the trachea, into which a tube of reed or cane should be put; you will then blow into this, so that the lung may rise again and the animal take in air. Indeed, with a slight breath in the case of this living animal the lung will swell to the full extent of the thoracic cavity, and the heart become strong and exhibit a wondrous variety of motions. So, with the lung inflated once and a second time, you examine the motion of the heart by sight and touch as much as you wish. […] With this*

Eine Übertragung seiner Kenntnisse auf den Menschen nahm Vesalius jedoch nicht vor. Seine Erkenntnisse blieben trotz Veröffentlichung zunächst weitgehend unbeachtet und führten oft zur Verspottung durch seine Zeitgenossen [4]. Trotz allem ist davon auszugehen, dass zumindest in anatomischen Fachkreisen zunehmend von Vesalius Methode der in vivo Darstellung der intrathorakalen Organe Gebrauch gemacht wurde [19].

Auch AB Baker geht in „*Artificial respiration, the history of an idea*" (1971) davon aus, dass diese Technik der künstlichen Beatmung von Tieren in den gebildeten und belesenen ärztlichen Kreisen der damaligen Zeit wohl bekannt war [19]. Trotzdem vergingen über 100 Jahre, bis sich die „Royal Society of London for Improving of Natural Knowledge", im Allgemeinen auch als Royal Society (gegründet 1660) bekannt, für dieses Themengebiet zu interessieren begann und verschiedene Personen der Royal Society Experimente mit künstlicher Beatmung im Rahmen anatomischer Untersuchungen vorstellten [19].

So führte beispielsweise W Croune (1633-1684) 1664 der Royal Society die Wiederbelebung zuvor erstickter Hühner vor. Auch Robert Hooke (1635–1703) war bei dieser Demonstration offenbar anwesend [19]. Dieser griff anschließend insbesondere die Versuche von Andreas Vesalius erneut auf und veränderte diese später in einem entscheidenden Detail [4, 19, 21, 32, 223]: Gemeinsam mit Richard Lower (1631–1691) führte er der Royal Society erstmals am 10. Oktober 1667 ein Experiment vor, in dem er einen Hund ohne sichtbare Lungenbewegungen am Leben erhalten konnte. Eine spätere Demonstration vom 24.10.1667 fand Niederschrift in den Philosophical Transactions des gleichen Jahres [19, 242]. Hierbei erzeugte Hooke über zwei hintereinander geschaltete Blasebälge einen kontinuierlichen Luftstrom, welcher die Lungen des Hundes dauerhaft gebläht hielt. Hieraus folgerte er, dass die Funktion der Atmung nicht wie zuvor von vielen angenommen in der Bewegung der Lungen und der mechanischen Förderung der Blutzirkulation bestehe, sondern in der Versorgung

---

observed, the lung should again be inflated, and with this device, than which I have learned nothing more pleasing to me in Anatomy, great knowledge of the differences in the beats should be acquired. For when the lung, long flaccid, has collapsed, the beat of heart and arteries appears wavy, creepy, twisting, but when the lung is inflated, it becomes strong again and swift and displays wondrous variations. […] And as I do this (the anatomical dissection) and take care that the lung is inflated at intervals, the motion of heart and arteries does not stop." [19, 410]. Aus Vesalius Beschreibungen geht allerdings nicht eindeutig hervor, ob er diese Technik der künstlichen Beatmung selbst entwickelt hat oder sie von einer anderen Person erlernt und eventuell weiterentwickelt hat. Vesalius kannte jedenfalls Galens Experimente. Hier schlussfolgert AB Baker, dass Vesalius entweder bei einer Wiederholung von Galens Experiment versehentlich ein Tier wieder zum Leben erweckt hat oder als der eigentliche Erfinder dieser Technik den möglichen Konflikt mit der Kirche fürchtete und deshalb deren Ursprung im Unklaren ließ [19].

des Tieres mit frischer Luft. Des Weiteren nahm er an, dass es die Frischluft war, die das Tier am Leben erhielt. Verblieb die gleiche Luft unausgetauscht in den Lungen verstarb das Tier ebenso wie unter einer ausbleibenden Beatmung[9].

Zeitgleich konnte gezeigt werden, dass der Farbwechsel des Blutes von dunklem zu hellem Rot in den Lungen stattfand und von der Atmung bzw. der Passage von frischer Luft in die Lungen abhängig war. Zuvor war allgemein angenommen worden, dass der Farbwechsel des Blutes im linken Herzen erfolgte [19, 21, 32, 242].

Wie oben zitiert war der eigentliche Zweck der Frischluftzufuhr um 1667 noch nicht bekannt: „*[…] the true use of respiration was to discharge the fumes of the blood*" [19, 21, 242]. Es war angenommen worden, dass das Blut ohne den Einfluss frischer Luft verdarb und somit toxisch für Hirn und Nerven wurde. Durch die daraus resultierende Lähmung verlören die Nerven ihre Einwirkung auf das Herz, welches in der Folge zu schlagen aufhören würde [21]. Folglich müsste die Wiederherstellung des Kreislaufs auf der Versorgung des Nervensystems mit frischem Blut beruhen [263].

Es sollten weitere 100 Jahre vergehen, bis sich diese Meinung änderte. Im Jahre 1755 wiederholte der schottische Chirurg John Hunter (1728-1793) die anatomischen Experimente von Andreas Vesalius an Hunden unter Verwendung eines von ihm selbst konstruierten Doppelkammer-Blasebalgs. Dessen Tülle wurde über einen Schnitt in die Trachea eingeführt. Dieser Blasebalg ermöglichte per Ventilsteuerung eine Wechseldruckbeatmung mit Überdruck- und Saugphase[10] [21, 255, 311, 371, 420]. Hunter erkannte, dass das Herz direkt auf Lufteinblasung reagierte und nicht indirekt über die Herznerven: „*When I stopped the motion of the bellows, the heart became gradually weaker […], till it entirely*

[9] Thomas Birch (1705-1766) erinnerte sich in seinem Buch „The history of the Royal Society of London for Improving of Natural Knowledge, from its first rise" (London, 1756) an die Versuche Hookes: „*[…] the lungs not beating at all, but only kept extended with fresh air blown in by bellows, shewed, that the lungs did not serve to promote by their agitation the motion of the blood. Mr. Hooke considered, that the dog being continually supplied with fresh air was kept alive, but was ready to die, if either he was left unsupplied, or his lungs only kept full with the same air; and thence conceived, that the true use of respiration was to discharge the fumes of the blood.*" [19, 32]

In seinem Artikel „An account of an experiment made by Mr. Hooke, of preserving animals alive by blowing through their lungs with bellows" von 1667 beschrieb Robert Hooke seine Beobachtungen wie folgt: „*[…] Which seem to be Arguments, that as the bare Motion of the Lungs without fresh Air contributes nothing to the life of the Animal, he being found to survive as well, when they were not mov'd, as when they were; so it was not the subsiding or movelesness of the Lungs, that was the immediate cause of Death, or the stopping the Circulation of the Blood through the Lungs, but the want of a sufficient supply of fresh Air.*" [19, 242]

[10] Hunter erwähnt als einer der ersten das Prinzip der Wechseldruckbeatmung, wie auch später im Pulmotor (ab 1908) der Firma Dräger verwendet.

ceased to move. […]; but by continuing the artificial brathing its motion became as frequent and as strong as at first" [255, 263, 351]. Daraus schlussfolgerte er: „*The heart sympathizes immediately with the lungs. […] the heart's motion must depend immediately upon the application of such air to the lungs*" [4, 21, 255, 263, 351]. Allerdings erkannte er diese direkte, sofortige Reaktion des Herzens auf Lufteinblasung nicht als Folge der Versorgung des Herzmuskels mit sauerstoffangereichertem Blut. Vielmehr sah er in dieser sofortigen Reaktion des Herzens eine reflexartige Antwort („*reflex effect*")[11] auf die Lufteinblasung in die Lungen und die dadurch erfolgende Dehnung derselben [47, 263, 415]. Im Gegensatz zu seinen "Vorgängern" Vesalius und Hooke vollzog Hunter allerdings den entscheidenden Schritt und übertrug die Beobachtungen seiner (anatomischen) Tierversuche auf den Menschen und die realen Wiederbelebungsmaßnahmen [21, 255, 263, 351, 371]: „*These situations of the animal appeared to me exactly similar to drowning*" [263]. Als er 1776 von William Hawes (1736-1808) aufgefordert wurde, der Royal Humane Society in London seine Ansichten zur Wiederbelebung Ertrunkener mitzuteilen [21, 263, 296, 371], betonte er entsprechend den Vorrang der künstlichen Beatmung vor anderen Wiederbelebungsmaßnahmen: „*privation of breathing appears to be the first cause*

[11] Dieser „reflex effect" lässt zwei Vermutungen aufkommen. Die erste Vermutung ist, dass auch Hunter die wirkliche Wirkung der Frischluft auf den tierischen oder menschlichen Körper nicht ausreichend genau bekannt war. Zweitens könnte Hunter davon ausgegangen sein, dass das Herz auf das Einblasen frischer Luft reagiert noch bevor das jetzt Sauerstoff enthaltende Blut aus der Lunge den Herzmuskel erreicht und somit diese schnelle Reaktion nur durch eine Reflexwirkung zu erklären wäre. Auch wenn der Sauerstoff erst kurz zuvor in England durch Joseph Priestley (1733–1804) als Lebenselixier („*vital element*" [371]) entdeckt und bekannt gemacht worden war [21, 371] und Hunter in seinen Empfehlungen an die Humane Society auch die Verwendung von Sauerstoff zur Beatmung per Blasebalg vorschlägt [21, 263, 371], so beharrt er dennoch auf einer Reflexwirkung der Überdruckbeatmung auf das Herz [263]. In der medizinischen Literatur wird auf diesen Sachverhalt kaum eingegangen. Nur Arthur Keith erwähnt den „reflex effect" [263]. Ahnefeld, Baker, Bartels und Trubuhovich schweigen sich hierzu aus [4, 19, 21, 371].
Mehr als 100 Jahre später wird diese reflektorische Herzreizung unter direktem Verweis auf Hunters initiale Erkenntnisse in den Drägerheften wieder aufgegriffen [47, 415]. Denn auch für den Pulmotor wird eine reflektorische Herzreizung postuliert und als zusätzlicher Nutzen der Beatmung mit dem Pulmotor im Rahmen von Wiederbelebungsmaßnahmen ins Feld geführt [415]. Diese Huntersche „Reflexwirkung" auf das Herz wird in Drägerheft 87 von 1922 durch den Lübecker Oberarzt Wagner (genauere biografische Daten unbekannt) eingehender betrachtet. Er postulierte 3 mögliche Reflexwege, die im Rahmen „*weiterer Forschung*" untersucht werden müssten. So könne eine mögliche Reflexwirkung über die Lungen auf die automatischen Herzzentren (Sinusknoten, Atrioventrikularknoten, Hißsches Bündel) erfolgen, wobei das Einströmen von Luft in die Lungen der Auslöser wäre. Hierbei könnte es sich dann sowohl um Überdruckbeatmung als auch um „*passives Lufteinströmen*" im Sinne der sogenannten manuellen Beatmungsmethoden handeln. Die zweite Möglichkeit wäre eine Reflexwirkung durch mechanische Reize von der Brustwand aus, die durch die Thoraxbewegungen bei künstlicher Atmung entstehen könnten. Als drittes könnte eine Pendelbewegung des Blutes im Mündungsbereich der beiden Hohlvenen, hervorgerufen durch die intrathorakalen Druckschwankungen unter künstlicher Beatmung, eine Reflexwirkung auf den dort befindlichen Sinusknoten ausüben [415].

of the heart's motion ceasing; and therefore, most probably the restoration of breathing is all that is necessary to restore the heart's motion" [21, 255, 371].
In einer Zeit, in der die künstliche Beatmung nur eine von vielen empfohlenen Methoden für die Wiederbelebung darstellte, lieferte John Hunter erste, annähernd im modernen Sinne „wissenschaftliche" Grundlagen für eine gezielte künstliche Beatmung mit dem Blasebalg. Die Möglichkeit einer Mund-zu-Mund Beatmung wurde von ihm allerdings nicht erwähnt [21, 371]. Diese Art der künstlichen Beatmung war, zumindest laut seinem Bruder, dem Anatomen und Chirurgen, William Hunter (1718-1783), lediglich eine Methode des gemeinen Volkes, totgeborene Kinder wieder zu erwecken [263, 351, 371]. Stattdessen empfahl er seinen Doppelkammer-Blasebalg, der zusammen mit einem Magenschlauch zur Applikation von Stimulantien und einem weiteren, gewöhnlichen Blasebalg für die Verabreichung von Tabakrauchklistieren[12] in einem Rettungskasten bereit gehalten werden sollte [21, 255].

Künstliche Beatmung zur Zeit der Rettungsgesellschaften im 18. Jahrhundert

Erst zum Ende des 17. und mit dem Beginn des 18. Jahrhunderts, dem Zeitalter der Aufklärung, setzten sich neue Wertmaßstäbe in Bezug auf das Leben des Individuums durch [4]. Ein entsprechender Wandel vollzog sich auch in den christlichen Religionen [4]. Neben der Kirche zeigte nun auch die Obrigkeit neue

[12] In Widerspruch zu den Reanimationsempfehlungen seines Bruders (William) lehnte John Hunter in seinen Empfehlungen an die Humane Society von 1776 sowohl Brechmittel [21, 255, 263], die über den Magenschlauch appliziert werden könnten, als auch Tabakrauchklistiere [21, 255, 263, 296, 351, 371] ab, da sie ebenso wie der blutige Aderlaß [21, 255, 263, 296, 351, 371] das „*living principle*" schwächen würden [21, 255]. Des weiteren empfahl er langsames erwärmen [255, 263, 371] und fügte hinzu, dass der von Priestley beschriebene Sauerstoff möglicherweise wirksamer als die gewöhnliche Luft sein könnte [19, 21, 255, 263, 296, 351, 371]. „Perhaps the dephlogisticated air, described by Dr. Priestley may prove more efficacious than common air. It is easily procured, and may be preserved in bottles or bladders" [19, 255, 371]. Ab 1782 vertrat die Humane Society offiziell Hunters Empfehlungen und übernam seinen Blasebalg [21, 263, 351, 371].
Zusätzlich schlug Hunter vor, während der Beatmung den Larynx gegen Ösophagus und Wirbelsäule zu drücken, um ein Aufblasen des Magens zu verhindern: „*If during this operation the larynx be gently pressed against the oesophagus and spine, it will prevent the stomach and intestines being too much distended by the air*" [19, 21, 255, 371]. Hier zeigt sich, dass Hunter die Probleme der Überdruckbeatmung, die zu einem späteren Zeitpunkt zur Abwendung von derselben führten, wohl bekannt waren. Auch seine praktischen Fähigkeiten spiegeln sich hier wieder [19]. Auch in den Drägerheften wird auf diesen Vorschlag Hunters hingewiesen [415]. Schließlich handelt es sich hier um eine frühe Beschreibung des Speiseröhrendrucks, welcher später von Prof. Roth ab 1911 vehement in den Wiederbelebungsanweisungen zum Pulmotor empfohlen und damit über Jahrzehnte an eine breite Öffentlichkeit gebracht wurde. Noch später, 1961, gelangte dieser Handgriff als Manöver nach Sellick in der anästhesiologischen und chirurgischen Fachwelt zu größerer Bekanntheit. Hier sollte er in umgekehrter Richtung den Übertritt von Mageninhalt in die Lungen verhindern [338].

Fürsorge für ihre Untertanen [4]. Vor allem in Küstenländern war zu dieser Zeit das Ertrinken eine der häufigsten Todesursachen bei Unfällen und wurde zunehmend ein wichtiger Bestandteil des öffentlichen Interesses [4, 19, 21, 69, 371]. Die steigende Zahl Ertrunkener wurde in der Öffentlichkeit zunehmend mit Sorge betrachtet [371]. Einige Autoren gehen davon aus, dass der Tod durch Ertrinken ähnliche öffentliche Beachtung fand wie heutzutage der plötzliche Herztod [5, 371]. Einen ähnlich hohen Stellenwert hatte in dieser Zeit die Angst, lebendig begraben zu werden [4, 371]. Diese Angst entstand aus der Unfähigkeit, den Tod eines Menschen sicher feststellen zu können [371] und wurde geschürt durch unzählige Berichte, in denen ein scheinbar toter Mensch plötzlich und unerwartet wieder zum Leben erwachte. Der Begriff Scheintod, im englischen „apparently dead“, war Ausdruck dieser Unsicherheit. Auch wenn sich diese Sorge, die sich nicht zuletzt in der Literatur und Kunst wiederfindet, bis ins Altertum zurückverfolgen lässt, so erreichte sie doch im 18. Jahrhundert ihren Höhepunkt [4].

Als Folge dieses gesellschaftlichen Wandels befasste man sich in vielen europäischen Ländern mit den Umständen des plötzlichen Todes und den Möglichkeiten, diesem zu begegnen. So entstanden in vielen Ländern Europas Dekrete der Obrigkeit über die Notwendigkeit und Methoden der Wiederbelebung, die sich nicht nur an offizielle Stellen und amtlich tätige Ärzte, sondern ganz bewusst auch an Laienhelfer wendeten. Wenig später bildeten sich aus privater Initiative, anfangs vor allem in Hafenstädten, Gesellschaften zur Rettung Ertrunkener, im englischen „humane societies“ genannt [4, 19, 21, 69, 311, 371]. Diese Organisationen empfahlen nicht nur Maßnahmen zur Wiederbelebung in plötzlichen Todesfällen oder bei allen Arten von Scheintod, sondern beteiligten sich selbst aktiv an solchen Rettungen, hielten Rettungsgerätschaften vorrätig und animierten die breite Bevölkerung, selbst in Notfällen aktiv zu werden, indem sie Belohnungen für die Meldung von plötzlichen Todesfällen oder Teilnahme an Wiederbelebungsaktionen auslobten [351].

Doch befassten sich nicht nur besagte Organisationen mit der Wiederbelebung, sondern auch einzelne Personen.

Am 3. Dezember 1732 kam es in Alloa, Schottland, zu einem Ereignis, dass von einigen Autoren als erste eindeutig belegte therapeutische Anwendung der künstlichen Beatmung zu Wiederbelebungszwecken angesehen wird [19, 372]. An

diesem Tage gelang es dem dort ansässigen Chirurgen William Tossach (genauere biografische Daten unbekannt) den in einer Kohlenmine erstickten Bergmann James Blair (genauere biografische Daten unbekannt) durch Mund-zu-Mund Beatmung wiederzubeleben [19, 21, 59, 62, 69, 311, 369, 371, 372, 420]. Tossach berichtete folgendes über den Vorfall: „*The colour was natural, except where it was covered with Coal-dust; his eyes were staring open, and his Mouth was gaping wide; his Skin was cold; there was not the least pulse in either heart or arteries, and not the least breathing could be observed; So that he was in all appearance dead; I applied my mouth close to his, and blowed my breath as strong as I could; but having neglected to close his nostrils all the air came out of them; Wherefore taking hold of them with one hand, and holding my other on his breast at the left pap I blew again my breath as strong as I could, raising his chest fully with it; and immediately I felt six or seven very quick beats of the heart; his thorax continued to play, and the pulse was felt soon after in the arteries.*

[…] I then opened a vein in his arm; which, after giving a small jet, sent out the blood in drops only, for a quarter of an hour […] and then he bled freely. Tho' the lungs continued to play, after I had first set them in motion; yet for more than half an hour, it was only as a pair of bellows would have done, that is, he did not so much as grone, and his eyes and mouth remained both open. After about an hour he began to yawn, and to move his eyelids, hands, and feet. In an hour more he came pretty well to his senses, and could take a drink; but knewing nothing at all that happened after his lying down at the foot of the ladders, his awaking as it were, in the House.

Within four Hours he walked Home and in as many Days returned to his Work but complained for a Week or two of a violent Pain in his Back which I believe was owing to the Way of carrying up him out of the Pit." [369].

Wie bei vielen historischen Dokumentationen von Wiederbelebungen, so stellt sich auch hier die Frage, ob es sich bei genauerer Studie von Tossachs Bericht wirklich um eine Wiederbelebung durch Mund-zu-Mund Beatmung im eigentlichen Sinne handelt [372]. Trubuhovich (Lebensdaten unbekannt) äußert sich eingehender zu diesen Vorgängen [372]. So schreibt Tossach von einem „allen Anschein nach" Toten, bei dem ein *einziger* erfolgreicher künstlicher Atemzug zu tastbaren Herzaktionen geführt hat. Weiter beschreibt er, dass diese einmalig durchgeführte Beatmung die Spontanatmung in Gang gesetzt hat. Von diesem

Zeitpunkt an erfolgte als zusätzliche reanimatorische Maßnahme ein blutiger Aderlass aus einer Armvene. Trubuhovichs Erstaunen über diese rasante und stabile Erholung des dem Anschein nach toten Patienten ist somit nicht verwunderlich. Es erscheint durchaus fraglich, ob dieser Patient „tot genug" war, als dass von einer „Wiederbelebung" die Rede sein kann [372]. Trotzdem kann es als Tossachs Verdienst angesehen werden, konsequent und bewusst die Mund-zu-Mund Beatmung zur Wiederbelebung eingesetzt zu haben. Willam Tossach veröffentlichte seinen Fallbericht allerdings erst 1744 in den Berichten der medizinischen Gesellschaft in Edinburgh, 12 Jahre nach dem eigentlichen Ereignis [21, 369, 371, 372].

Im gleichen Jahr erfuhr John Fothergill (1712–1780), ehemaliger Student in Edinburgh und nun praktizierender Arzt in London, von Tossachs Pamphlet und zeigte sich begeistert von der Möglichkeit, durch Mund-zu-Mund Beatmung viele Leben retten zu können [168, 371]. Am 21. Februar 1744-45[13] trug Fothergill den Fall Tossachs der Royal Society of London vor, der er die Vorzüge der Mund-zu-Mund Beatmung anpries. Die Methode sei jederzeit, sofort und von jedermann ohne großen Aufwand durchzuführen. Weiterhin würde sie weder Kosten noch Schäden verursachen und wäre auch von Ungeübten problemlos durchzuführen: „*The Method above described may conduce to the saving a great many Lives, as it is practicable by everyone who happens to be present at the Accident, without Loss of Time, without Expense, with little Trouble, and less Skill, and as it is, perhaps, the only Expedient of which it can be justly said, that it may possibly do great Good, but cannot do Harm, I thought it of so much consequence to the Public, as to deserve to be recommended in this Manner to your Notice […].*" [59, 168].

Fothergill verdeutlichte außerdem die Vorteile, die seiner Meinung nach die Mund-zu-Mund Beatmung gegenüber der künstlicher Beatmung per Blasebalg besaß. Erstens könnte ein Blasebalg gerade nicht verfügbar sein. Zweitens würde ein Mensch nur mit so viel Kraft Luft einblasen, wie die Lungen eines anderen ohne Verletzung ertragen könnten, was beim Blasebalg nicht immer festgestellt werden könnte. Drittens wären die Wärme und Feuchtigkeit des Atems eher dazu

[13] Die Ungenauigkeit in der Jahresangabe (1744-45) ergibt sich laut Trubuhovichs eigener Nachfrage bei der Royal Society aus der Tatsache, dass in Britannien bis 1752 der Julianische Kalender verwendet wurde. Nach diesem beginnt das neue Jahr jeweils am 25. März, wodurch die Datierung zur Zeit der Veröffentlichung korrekt mit 21. Februar 1744 angegeben wurde. Nach heutiger Zeitrechnung mit dem Gregorianischen Kalender wäre das Ereignis mit dem 21. Februar 1745 zu datieren [371].

geeignet, die Zirkulation zu fördern, als die kalte Luft aus einem Blasebalg [21, 59, 371]. „*It has been suggested to me by some of my Acquaintance, that a Pair of Bellows, might possibly be applied with more Advantage in these Cases, than the Blast of a Man's Mouth; but, if any Person can be got to try the charitable Experiment by blowing, it would seem preferable to the other: 1st as the bellows may not be at hand; 2ndly as the lungs of one man may bear, without injury, as great a force as those of another man may exert; which by the bellows cannot always be determined; 3rdly the warmth and moisture of the breath would more likely to promote the circulation, than the chilling air forced out of a pair of bellows.*" [59, 168, 371].

Fothergill hielt die Mund-zu-Mund Beatmung Tossachs für die erste Anwendung einer künstlichen Beatmung, um ein Menschenleben zu retten [21] und sah den Nutzen dieser Methode bei vielen Fällen plötzlichen Todes. Dazu gehörte seiner Meinung nach neben dem Ersticken durch giftige Gase, dem Blitzschlag und dem (Herz-) Schlag durch Aufregung auch die Anwendung bei Ertrunkenen. Weiterhin schlug er der Royal Society vor, die Methode an gehenkten Verbrechern genauer zu studieren, um sie in anderen Erstickungsfällen wie suizidalem Erhängen erfolgreich einsetzen zu können [21, 371].

Allerdings hielt die Royal Society dieses Thema für zu weit außerhalb ihres Tätigkeitsfeldes liegend und sah keine weitere Veranlassung, sich eingehender mit diesem zu beschäftigen [371]. Dennoch warb Fothergill unermüdlich für Tossachs Methode der künstlichen Beatmung und kann als einer der herausragenden Pioniere der Mund-zu-Mund Beatmung in England angesehen werden [371, 380]. Seine Anstrengungen in dieser Sache begründet er wie folgt: „*There are some facts, which in themselves are of so great importance to mankind, or which may lead to so useful discoveries, that it would seem to be the duty of everyone under whose notice they fall, to render them as extensively public as it is possible.*" [59, 168].

Bereits 1740 erließ der französiche König Ludwig XV. (1710-1774) einen Avis über die Notwendigkeit und die Methoden der Wiederbelebung von Ertrunkenen, der in allen Provinzen Frankreichs öffentlich ausgehängt wurde [4, 19, 21, 69, 371]. Dieser „*Avis concertant les personnes noyées, qui paraissent mortes*" gilt als die erste offizielle Anweisung seiner Art von einer Obrigkeit [21]. Erstellt wurde diese Stellungnahme von René Antoine Ferchault de Réaumur (1683–1757), einem

Mitglied der Académie des Science in paris [21]. Inhaltlich bezog sich de Réaumur auf Wiederbelebungsfälle in der Schweiz [380] und die hierbei verwendeten Hilfsmittel, die ab 1733 in verschiedenen Ausgaben des „Mercure Suisse“[14] publiziert wurden. In dieser monatlich erscheinenden Schweizer Zeitschrift hatte im November 1733 ein Unbekannter unter dem Pseudonym „Philanthrope“ Vorschläge zur Rettung Ertrunkener unterbreitet [21, 371]. Neben der für die Zeit üblichen Empfehlung, Tabakrauch über ein Rohr (per anum) in den Darmtrakt einzublasen, wurde vor allem das Einblasen warmer Luft in die Lungen empfohlen. Und zwar nicht, wie von einigen Autoren behauptet, als direkte Mund-zu-Mund Beatmung [19, 69], sondern indirekt über eine Rohr, das in den Mund eingeführt wurde [21]. „*Un des moyens auxquels on a eu recours pour des Noyés qui ont été rendus à la vie, a été aussi de se servir d'un Chalumeau ou d'une Canule, pour leur souffler de l'air chaud dans la bouche*." [21]. Sollte das Einblasen von Luft in die Lungen (über den Mund) nicht möglich sein, so wurde als ultima ratio die Tracheotomie vorgeschlagen, durch deren Öffnung ein Röhrchen zur Beatmung eingeführt wurde [21].

Innerhalb weniger Jahre erscheinen in vielen Staaten Europas[15] Dekrete fast identischen Inhalts [4, 21]. Eine Übersetzung des Avis ins Deutsche erfolgte im Jahr 1742 durch einen „Academicus Curiosus“ aus Braunschweig[16], der sein Druckwerk mit eigenen Beobachtungen, Erklärungen und Empfehlungen versah. So hatte er drei in gelöschtem Kalk erstickte Küken wiederbelebt. Dazu hatte er sie gewärmt und „*auch zu gleicher Zeit ihnen öfters Othem in den Hals*“ verabreicht [2, 21]. Auch für den Menschen empfahl er Mund-zu-Mund Beatmung [371]. Im Gegensatz zu Tossach betonte er allerdings, dass einzelne Beatmungszüge nicht ausreichend seien, „*sondern man muß gleichsam ein gekünsteltes Othemholen damit anstellen und eine Zeitlang Wechselweise, und unmittelbar auf einander stark einblasen, und wieder die Luft auslassen und abziehen*.“ [2, 21].

[14] I. Bartels bezieht sich hierbei nicht auf eine Version des Avis, sondern auf die Ausführungen eines „Pariser Stadtschöffen“ namens „Pia“, der sich 8-teilig, über den Zeitraum von 1777 bis1789, also nach dem Tode de Réaumurs, in „Détail des succès de l'établissement, que la ville de Paris a fait en faveur des personnes noyées“ zu den Empfehlungen des Avis äußert. Auch AB Baker zitiert nicht den Avis selbst, sondern bezieht sich auf den Chirurgen Antoine Louis (1723-1792), der de Réaumurs Empfehlungen in seinen „Lettres sur la certitude des signes de la mort“ (Paris, 1752) vollständig zitiert und einer kritischen Prüfung unterzieht.

[15] So zählte Christian August Struve (1767-1807) allein für Deutschland im Jahre 1797 Verordnungen von 12 Landesregierungen bezüglich der Wiederbelebung auf [358].

[16] Ronald Trubuhovich bezeichnet diesen „Academicus Curiosus“ als Übersetzer der hamburger Version des französichen Avis aus dem Jahre 1942 und greift damit einer Anordnung des Hamburger Senats zur Rettung Ertrunkener von 1762 vor [21, 23, 239, 371].

Bereits 1762 wies der Hamburger Senat seine Bürger an, „*den im Wasser Verunglückten sofort zu Hülfe zu eilen*“ [21, 182]. Diese Maßnahmen zur Rettung Ertrunkener, die in späteren Jahren von John Daniel Herholdt (1764-1836) und Carl Gottlob Rafn (1769-1808) in ihrem Review über die zeitgenössischen Rettungsmethoden als äußerst durchdacht bezeichnet wurden, beinhalteten ein Belohnungssystem für die Rettung, Aufnahme und Behandlung von Ertrinkungsopfern. Hierdurch sollte die Bevölkerung zur aktiven Teilnahme animiert werden. Trotzdem fand der Aufruf des Senats keine Resonanz, da sich in der Bevölkerung offenbar der Aberglaube hielt, dass das Berühren eines Toten unehrlich mache, vor allem wenn er auch noch eines unnatürlichen Todes gestorben war [21, 23, 239, 371]. Dies beruhte nicht zuletzt auf dem Umstand, dass das Berühren eines Toten, der noch nicht von der Obrigkeit gesehen worden war, vielfach einen Eingriff in die Kriminaljurisdiktion darstellte. Denn zuvor musste geprüft werden, ob es sich um einen Unfall, Mord oder Selbstmord handeln könnte [21, 372]. Auch die Rechtssprechung des Mittelalters, die den Versuch einer Wiederbelebung als gesetzesbrecherische Handlung abstrafte, könnte hier noch ihre Nachwirkungen gezeigt haben. Auch der ausdrückliche Hinweis des Senats, analog zum französischen Avis, das Hilfeleistungen an Ertrunkenen straffrei waren, änderte wenig am Verhalten der Bürger [21, 23, 239, 371]. Der Senat löste das Problem, indem er 1765 die Soldaten der Hamburger Garnison anwies, Ertrunkenen Hilfe zu leisten [21, 23, 239, 351, 371].

Am 6. August 1767 wurde im Wochenblatt „De Philosoph“ in Amsterdam von der Bildung der „*Maatschappij tot Redding van Drenkelingen*“, der Gesellschaft zur Rettung der Ertrunkenen, berichtet [5, 21, 23, 239, 293]. Diese gemeinnützige Gesellschaft entstand aus Privatinitiative reicher, philanthropischer Kaufleute[17] [371] unter dem Eindruck der vielen Ertrinkungsopfer in den zahlreichen, die Stadt durchziehenden Kanälen [62, 311, 351]. Sie war die erste von vielen „Humane Societies“, die in der zweiten Hälfte des 18. Jahrhunderts, dem Holländischen Beispiel folgend, in Europa und Übersee entstanden[18]. Diese Gesellschaft

[17] Die Gründung dieser Amsterdamer Rettungsgesellschaft soll laut einigen Autoren unter anderem durch John Fothergill respektive seine Veröffentlichung in den Philosophical Transactions beeinflusst sein. Eine genauere Erklärung dieses Umstands wird allerdings nicht gegeben [58, 59, 371].

[18] Nach holländischem Vorbild verbreiteten sich ähnliche Rettungsgesellschaften innerhalb weniger Jahre über Europa und die Kolonien in Übersee. Die Gründung weiterer Gesellschaften erfolgte zuerst in Rotterdam [23, 371, 387], dann in Hamburg (1768) [21, 351, 371], Venedig (1768), Mailand (1768), Wien (1769), Paris (1771), Dresden (1773), London (1774), St Petersburg (1774), Philadelphia (1780), New York (1784), Boston (1786), Glasgow (1790) und Lübeck (1791) [351, 371]. Selbst in Jamaika, den Westindischen

veröffentlichte nicht nur detaillierte Maßnahmen zur Bergung und Wiederbelebung Ertrunkener, sondern setzte sich vor allem maßgeblich für die Verbreitung und Weiterentwicklung dieser Methoden ein [21, 23, 62, 351, 371]. Dazu gehörte die Auslobung von Belohnungen durch die Mitglieder der Gesellschaft für die Rettung Ertrunkener, um die Bevölkerung zu Rettungsversuchen zu animieren [23, 62, 239, 351]. Maßgeblich für den Erfolg der Rettungsgesellschaft war aber auch ihre Öffentlichkeitsarbeit in Form von regelmäßigen Berichten über die bisher erfolgten Rettungen und die hierbei erzielten Erfolge, die Spenden reicher Bürger zur Folge hatten und die finanzielle Sicherheit gewährleisteten [23, 239, 351]. So konnte im ersten Tätigkeitsbericht von 1769 die erfolgreiche Rettung (oder Wiederbelebung) von 19 Personen in den ersten 14 Monaten vermeldet werden, die allesamt, nach damaligen Erkenntnissen, zuvor für tot erklärt worden waren [23, 351, 387]. In einem erneuten Erfolgsbericht aus dem Jahre 1793 betrug die Zahl der in 25 Jahren erfolgreich Wiederbelebten 990 Fälle [4, 23, 239, 351], wobei die Erfolgsrate von anfänglichen 33% auf über 50% in den letzten 9 Jahren gesteigert werden konnte [23, 239, 351]. William Cullen (1710-1790) spricht in seinem Brief an Charles Shaw Cathcart, 9. Lord Cathcart (1721-1776)[19] sogar von „*no less than three-fourths of the whole number*“ [67]. Zu den von der Holländischen Gesellschaft 1767 empfohlenen Methoden gehörten [59, 263, 351], wie damals üblich, Wärmeapplikation und Abreiben des Körpers, Verabreichung von Stimulantien für Nase (Riechsalze) und Haut (z.B. Salze und Alkoholika), blutiger Aderlaß, Auslösen von Erbrechen[20] [59, 263, 351] und die rektale Applikation von Tabak als Rauch oder Klistier [58, 59, 263, 351, 371]. Außerdem wurde die direkte Mund-zu-Mund Beatmung[21] empfohlen [21, 58, 59, 263, 271, 351, 371], wobei mit einer Hand die Nasenlöcher zugehalten wurden [21, 271]. Mit der anderen Hand

[21, 358] und Ostindischen Inseln[23, 239, 371] und in Algerien [23, 239] bildeten sich ähnliche Gesellschaften.

[19] Cullen bezieht sich hierbei auf den Zeitraum seit der Gründung der Gesellschaft in 1767 bis zum Erstellen seines Briefs 1774 [67].

[20] Zu dieser Zeit war es eine weit verbreitete Ansicht, dass der Tod durch Ertrinken auf dem Verschlucken von größeren Wassermengen beruht, womit das Entfernen des Wassers durch Erbrechen eine ursächliche Therapie darstellen würde [21, 263, 371]. Auch das kopfüber Aufhängen des Körpers an den Füßen („*Inversion*“) und das Rollen über ein Fass („*Barreling*“) sollten das Wasser aus dem Körper entfernen [21, 263].

[21] Es ist anzumerken, dass die künstliche Beatmung hier keinen höheren Stellenwert als die anderen empfohlenen Maßnahmen hatte. Sie war eine Methode unter vielen und stand in der Liste der zur Verwendung kommenden Maßnahmen sicherlich nicht an erster Stelle [371]. Während laut Trubuhovich initial die Tabak Infumigation priorisiert wurde, waren nach Arthur Keith Ventilation und Infumigation gleichgestellt [263, 371]. Auch Bartels zitiert die künstliche Beatmung als gleichwertig zur Infumigation [21].

sollte die Ausatmung unterstützt werden, indem diese entweder auf die Brust drückte [21, 271], oder das Abdomen komprimierte[22] [371].

Zu späteren Zeiten plädierte man in der Amsterdamer Rettungsgesellschaft eher für die Verwendung von Blasebälgen [311, 371], da die ausgeatmete Luft als schädlich und ungeeignet zur erneuten Einatmung angesehen wurde [371].

Bereits im Jahre 1768 erfolgte in Hamburg die Bildung einer Gesellschaft zur Rettung Ertrunkener nach Holländischem Vorbild [23, 239]. Diese „Hamburgische Gesellschaft zur Beförderung der Künste und nützlichen Gewerbe" verfasste im gleichen Jahr eine „*Anleitung, wie Ertrunkene zu retten sind*" und setzte eine Belohnung von 20 Talern auf jeden ihr zur Anzeige gebrachten Rettungsfall aus [21, 182]. Auch die Hamburger Rettungsgesellschaft arbeitete, nach anfänglich zögerlicher Aufnahme der Aktivitäten, mit zunehmenden Erfolg [23, 239]. So waren zwischen 1790 und 1793 von 115 Rettungsversuchen 75 erfolgreich [23, 239, 351]. Die Zunahme der Rettungsaktivitäten zeigte sich auch in den steigenden finanziellen Ausgaben, sei es in Form von Belohnungen für Rettungsmaßnahmen der Bevölkerung oder durch die Anschaffung einer steigenden Zahl von Rettungsgeräten. So wurden 1790 16 Exemplare des von einem örtlichen Chirurgen entwickelten Rettungskastens[23] beschafft [182]. Die von der Hamburgischen Gesellschaft empfohlenen Methoden umfassten, in der durch den Senator Johann Arnold Günther (1755-1805) revidierten Fassung vom 11. Februar 1793, nach Maßnahmen zur Erwärmung ein „*künstliches Athemholen*" [21, 182] durch Insufflation von atmosphärischer Luft aus einem Blasebalg[24], auszuführen durch einen Wundarzt oder Wundarztgesellen. Dazu wurde der

[22] Bartels zitiert hierzu J. A. Kool: „*[…] inzonderheid kann het ook van zeer veel nut zijn, dat een der omstanderen zynen mond tegen dien des ongelukkigen Drenkelings zettende, en met zyn eene Hand de Neusgaten toehoudende, terwijl hy met de andere Hand op de linker Borst des Drenkelings steunt, deszelfs Longen onmiddelijk tracht opteblaazen, ja wy oordeelen zulks van het eerste oogenblik af aan zo te zyn noodig te zyn als het blaazen in de Aarsdarm zelve.*" [21, 271].Übersetzt wird dieses Zitat von Bartels als: „*[…], besonders kann es auch von sehr vielem Nutzen sein, daß einer der Umstehenden seinen Mund gegen den des unglücklichen Ertrunkenen legt, mit der einen Hand dessen Nasenlöcher zuhält, derweilen er sich mit der anderen Hand auf die linke Brust des Ertrunkenen stützt, und sofort versucht, dessen Lungen aufzublasen, ja, wir beurteilen das vom ersten Augenblick an als ebenso nötig wie das Blasen in den Mastdarm selbst.*" [21, 271].

[23] Es liegt nahe, dass bei dem Design des Pulmotors dieses Design als Holzkiste bewusst wieder aufgegriffen wurde („Wiedererkennungseffekt"). Der Ursprung der Familie Dräger lag in der damals administrativ zu Lübeck gehörenden Region „Vierlanden", in der unmittelbaren Nachbarschaft Hamburgs.

[24] 1808 wurde in Hamburg bereits der Blasebalg von Gorcy verwendet [21, 182], der von den Drägerwerken selbst später vom „Verwendungsprinzip" [347] her als Vorläufer des Pulmotors oder „*Pulmotor-Embryo*" [216, 347] bezeichnet wurde. Er bestand aus einem Doppelblasebalg, der über Ventilklappen eine Wechseldruckbeatmung mit positiver Inspirations- oder Druckphase und negativer Exspirations- oder Saugphase ermöglichte [216, 347]. Der Blasebalg nach Gorcy wurde von der Hamburgischen Rettungsgesellschaft als „*eine vollkommene Hülfe" angesehen, denn er schaffte zunächst „die mephitische Luft, die in den Lungen stockt", fort und sorgte dann für „eine neue reine Luft zum Einathmen*" [21, 182].

Blasebalg mit einer im Rettungskasten befindlichen Röhre konnektiert und in ein Nasenloch[25] eingeführt. Das andere Nasenloch war wie der Mund mit einer Hand zu verschließen. Mit der anderen Hand wurde, ähnlich dem später von Sellick wiederentdeckten Handgriff [338], der Kehlkopf vorsichtig niedergedrückt, damit keine Luft in den Magen dringen konnte. Zur Exspiration sollte der Mund geöffnet und Druck auf die Brust ausgeübt werden [21, 182]. Vor dem „*meistens höchst bedenklichen Gebrauch des Aderlassens*“ wurde ausdrücklich gewarnt [182].

Die Humane Society of London

Im Jahr 1773 verfasste Alexander Johnson (1715/16-1799) einen Bericht über die Ideen, Methoden und Aktivitäten der Amsterdamer Rettungsgesellschaft für den Zeitraum 1767 bis1771. In diesem „*short account of a society in Amsterdam instituted in the year 1767 for the recovery of drowned persons showing the utility and advantage that would accrue to Great Britain from a similar institution*” äußerte Johnson den Wunsch nach einer ähnlichen Institution für Großbritannien[26], die sich nach seiner Vorstellung auch mit Wiederbelebungsmaßnahmen in anderen Notfällen wie Erstickung durch giftige Minengase, Würgen und Erhängen befassen sollte [21, 23, 260, 371]. Der Versuch, 1774[27] eine eigene Gesellschaft namens „The General Institution“ zu bilden, schlug allerdings fehl [371]. Johnson blieb weiterhin publizistisch tätig und veröffentlichte 1785 eine Zusammenfassung der von ihm für die „General Institution“ vorgesehenen Empfehlungen, die mehrere Auflagen erfuhr und auch ins Deutsche übersetzt wurde [261, 345, 346]. Aus der deutschen Übersetzung der 12. englischen Auflage stammen nachfolgende Abbildungen, die zeitgenössische Rettungsmittel zeigen [346, 401].

[25] Später gab F. E. Holst (Lebensdaten unbekannt), der Vorsteher der Rettungsanstalten von 1804 bis 1807, an, eine gekrümmte Röhre über die Zungenwurzel bis an die Kehlkopföffnung zu leiten [21, 182].
[26] Dies geschah zu einer Zeit, in der sich Ärzte im Allgemeinen nicht an so „würdelosen Aktivitäten“ wie einer Wiederbelebung beteiligten [371].
[27] In der im Drägerheft Nr. 182 besprochenen Veröffentlichung von Alexander Johnson wird das Jahr 1773 als Zeitpunkt für den Versuch der Gründung der „General Institution“ genannt [261, 345].

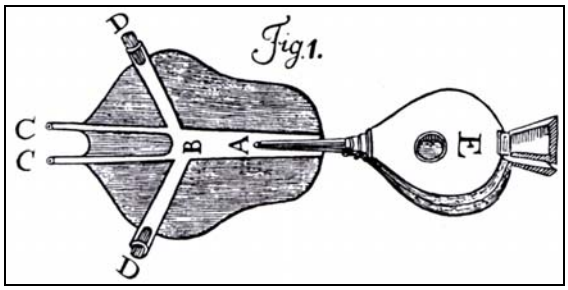


Abb. 1: Nasenapplikator für Blasebalg [346]

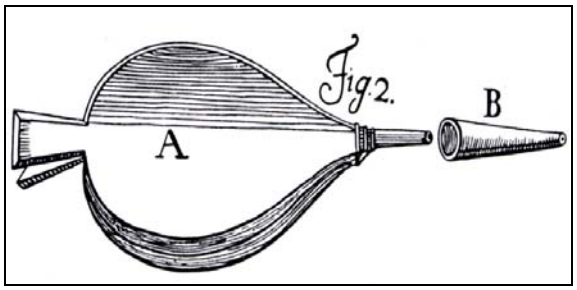


Abb. 2: Blasebalg für Tabakrauchklistier [346]

Abbildung 1 zeigt einen Applikator, der „*aus einem Stück zähen Holz*“ [346] besteht und über die in die Nasenlöcher einzuführenden Röhrchen „C C“ eine zeitgleiche Luftapplikation in beide Nasenlöcher mittels eines Blasebalgs „E“ ermöglicht. Die mit Korken verschlossenen Röhren bei „D, D“ werden als nicht weiter erläuterter „*Communikationskanal*“ bezeichnet [346, 401]. Abbildung 2 stellt einen „After-Blasebalg“ mit einer aus Holz oder Horn gefertigten „Einsteckröhre B“ dar [346, 401].

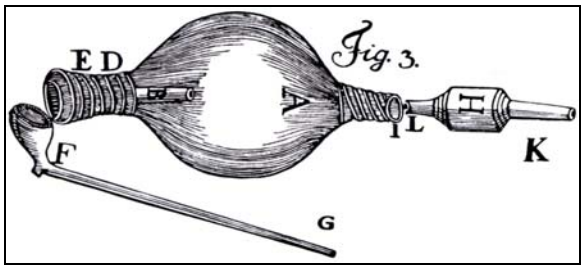


Abb. 3: Apparat für Tabakrauchklistier [346]

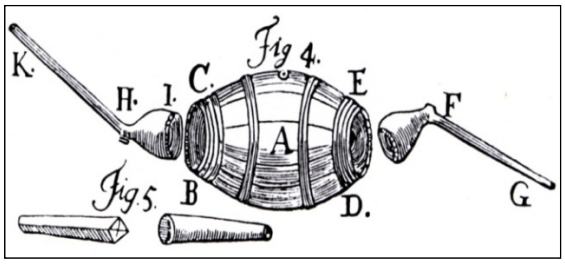


Abb. 4: Behelfsapparat für Tabakrauchklistier [346]

In Abbildung 3 ist ein Instrument zu sehen, mit dem Tabakrauch oder aromatische Dämpfe rektal appliziert werden sollten. Dieses besteht aus einer Schweinsblase, in welche über die „Einsteckröhre B“ der Rauch aus einer Pfeife „F G“ eingeblasen und durch einen weiteren Konnektor „L H K“ in das Rektum weitergeleitet wurde [346, 401]. Abbildung 4 zeigt eine Möglichkeit, mit Hilfe einer zweiten Pfeife über eine Art Minifass Rauch in das Rektum weiterzuleiten. Die Figur 5 derselben Abbildung stellt die Alternative dar, anstelle der Holzröhre B eine am Ende abgeschnittene Lederscheide eines Messers oder Degens zu verwenden [346, 401].

Ebenfalls 1773 veröffentlichte Thomas Cogan (1736-1818), ein Geistlicher und Arzt, der in Leiden studiert hatte, seine „Memoirs of the society instituted at Amsterdam in favour of drowned persons. For the years 1767, 1768, 1769, 1770, and 1771” [21, 263, 351, 371], eine wörtliche [371] Übersetzung des Tätigkeitsberichts der Amsterdamer Gesellschaft von 1773 [351, 371, 381]. Diese

Übersetzung wiederum beflügelte den Londoner Apotheker William Hawes (1736-1808) in seiner Absicht, die Methoden der Amsterdamer Gesellschaft in London einzuführen [21, 371, 380]. Hawes bot aus eigenen Mitteln allen Schiffern der Themse zwischen Westminster und London Bridges eine Belohnung, wenn sie Ertrunkene bargen und zu ihm brachten, damit er die holländischen Wiederbelebungsmethoden anwenden konnte [263, 351, 371]. Zusammen mit Thomas Cogan gründete William Hawes am 18. April 1774 eine Gesellschaft mit dem Namen „The Institution for Affording Immediate Relief to Persons Apparently Dead from Drowning“, an der sich 34 Gleichgesinnte beteiligten [5, 21, 58, 263, 296, 311, 351, 371]. Dieses „Institute“ wurde 1776 in „Humane Society“ umbenannt und durfte sich ab 1787 „Royal Humane Society“ nennen, nachdem König George III. (1738-1820) die Schirmherrschaft übernommen hatte [5, 21, 263, 296, 351, 371]. Zur Vereinfachung wird im Folgenden zeitunabhängig von der „Humane Society“ gesprochen.

Mund-zu-Mund Beatmung bei Wiederbelebungsmaßnahmen im 18. Jahrhundert

Die noch 1774 in Großbritannien eingeführten Methoden für die Wiederbelebung waren die der holländischen Gesellschaft [21, 263, 351, 371], wobei sich allerdings die Rangfolge änderte. An erster Stelle stand weiterhin die Applikation von Wärme, was häufig zu einem Zeitverlust führte, da der Patient erst zu einem für die Erwärmung geeigneten Gebäude transportiert wurde [67, 371]. Genaueres hierzu wird sich später in William Cullens Empfehlungen finden. An zweiter Stelle stand jetzt die künstliche Beatmung durch Mund-zu-Mund[28] Beatmung nach holländischer Manier mit einhändigem Verschluss der Nasenlöcher und Expirationsbewegung durch anschließende Thoraxkompression [21, 263, 371]. Die Infumigation von Tabakrauch war auf den dritten Platz abgerutscht [21, 263, 371], auch wenn sie laut Arthur Keith (1866-1955) den beiden erstgenannten Maßnahmen als gleichwertig angesehen wurde [263]. Der Reihenfolge nach wurden weiterhin das Abreiben des ganzen Körpers, die Applikation von Stimulantien für Nase und Haut und der damals immer noch verbreitete Aderlaß

[28] Interessanterweise wurde bereits zu diesem Zeitpunkt zur Verwendung eines Taschentuchs geraten, um das Lufteinblasen „*less indelicate*“ zu gestalten [21]. Hier zeigt sich eine allgemeine Haltung der Mund-zu-Mund Beatmung gegenüber, die bis in die heutige Zeit präsent ist und maßgeblich zu der Ablehnung der Mund-zu-Mund Beatmung im 19. bis hinein ins 20. Jahrhundert beigetragen hat.

empfohlen. Zuletzt wurden als Hilfsmaßnahmen das Auslösen von Erbrechen, Niesen und die Gabe weiterer interner Stimulantien vorgeschlagen [21, 263]. Eine ablehnende Haltung zeigte die Humane Society gegenüber einigen seit langem von der Bevölkerung verwendeten Methoden zur „Wiederbelebung". Vor allem das „*Barreling*"[29], bei dem der Körper bäuchlings über ein Faß gelegt und an den Beinen gepackt vor und zurück bewegt wurde, gehörte zu den durch die Humane Society verbotenen Methoden [263, 311, 351]. Ebenfalls weit verbreitet war das Aufhängen an den Füßen, im englischen „Inversion" genannt, das wie das „Barreling" dem Entfernen des beim Ertrinken aufgenommenen Wassers dienen sollte [21, 263, 371]. Auch das Abreiben des Körpers mit Salz wurde frühzeitig verboten [263]. Trotzdem waren diese Methoden über lange Zeit in der Bevölkerung weit verbreitet[30], was schon durch die Tatsache verdeutlicht wird, dass sich die Humane Society von 1774 bis 1909 jährlich dazu veranlasst sah, das Verbot des „Barreling" zu wiederholen [263, 351].

Blasebalg-Beatmung in der Rettungsmedizin

Um ihre Wiederbelebungsmaßnahmen auf dem neuesten wissenschaftlichen Stand zu halten, holte die Humane Society, nach heutigem Sprachgebrauch, „Expertenmeinungen" ein.

Dazu gehörten auch die Empfehlungen von William Cullen, dem führenden schottischen Arzt und Anatomen seiner Zeit. Bereits 1774[31] wurde Cullen in seiner Funktion als „His Majesty's First Physician at Edinburgh" von Lord Cathcart, dem Präsidenten des „Board of Police in Scotland", um seine Meinung über die

[29] Gleichen Effekt sollte das Platzieren des Körpers über ein trabendes Pferd [311], eine Mauer oder einen Zaun bewirken [263, 311].

[30] Sicherlich nicht zuletzt durch den Umstand bedingt, dass große Teile der Bevölkerung weder des Lesens noch des Schreibens mächtig waren und somit nur mittelbar, durch Vorlesen oder auch Erzählungen anderer, von den Bekanntmachungen um die Wiederbelebung Ertrunkener erfahren haben dürften. Es ist davon auszugehen, dass somit große Teile der Bevölkerung kaum etwas von den Methoden und Verboten der Humane Society wussten, geschweige denn sich ihrer aus Erzählungen detailliert erinnerten, sollten sie einmal in die Situation einer Wiederbelebung gekommen sein.

[31] Einige Autoren notieren, dass William Cullen 1776 von der Humane Society, namentlich von William Hawes, um seine Empfehlungen bezüglich der besten Maßnahmen zur Wiederbelebung Ertrunkener gebeten wurde [21, 263, 371]. Cullen hätte seine Empfehlungen allerdings nicht an die Humane Society, sondern an Lord Cathcart in seiner Funktion als Präsident des Board of Police in Schottland gerichtet [21, 263, 371]. Dies erweckt den Anschein, der Schotte Cullen habe der englischen Humane Society entweder keine persönliche Antwort geschickt oder aber überhaupt nicht geantwortet. Allerdings ist Cullens „Letter to Lord Cathcart" auf den 8. August 1774 datiert [67, 360]. Die Veröffentlichung dieses Briefs erfolgte 1776 als Druck in London [67, 360]. Somit liegt es nahe anzunehmen, dass Cullen seine schon zwei Jahre zuvor verfasste Antwort an Lord Cathcart weitergeleitet hat.

Wiederbelebungsmaßnahmen für Ertrunkene gebeten [67, 360]. Cathcart hatte die erfolgreiche Arbeit der Amsterdamer und weiterer europäischer Rettungsgesellschaften mit Interesse verfolgt und fand ihre Maßnahmen sehr geeignet für Schottland mit seinen vielen Seen und Meeresarmen [56, 371]: „*There is no country, which, from its situation, surrounded by the sea, and every where intersected by rivers, lakes, and bays, calls more loudly for effectual measures, for affording immediate relief to persons seemingly dead, from drowning, than Scotland; […]*" [56].

In Cullens Antwortschreiben wurden die von ihm empfohlenen Maßnahmen zunächst physiologisch begründet. Es wurde erklärt, unter welchen Bedingungen eine Wiederbelebung überhaupt erfolgreich sein konnte. Nur solange die Nerven und Muskelfasern noch erregbar wären, könne eine Herzaktion und damit ein Kreislauf wieder hergestellt werden. Cullen sprach hier vom „*vital principle*", welches noch für eine gewisse Zeit nach einem Kreislaufstillstand bestehen bliebe. Dieser Umstand sei auch experimentell gesichert, ebenso wie die dabei mögliche vollständige Wiederherstellung der Körperfunktionen durch eine Wiederbelebung [67]. Cullen sprach hier also von Zusammenhängen, die heutzutage als „Wiederbelebungszeit" bekannt sind. Eine genaue Zeitdauer, gar nach Organen und insbesondere dem Herzen differenziert, konnte allerdings nicht bestimmt werden. Cullen erklärte weiterhin, dass die in Sektionen von Ertrunkenen gefundene Wassermenge in Lungen und Magen nicht ausreichend sei, um dem Körper Schaden zuzufügen und somit auch keine Todesursache sei. Daher seien die seit langem durchgeführten Maßnahmen, die das Wasser wieder aus dem Körper befördern sollten, namentlich „Barreling" und „Inversion", nutzlos. Da sie sogar durch Gefäßrupturen in Lungen und Gehirn irreversible Schäden hervorrufen könnten, seien sie ab sofort verboten. Die eigentliche Todesursache, so erklärte Cullen weiterhin, sei das Sistieren der Atmung und nachfolgend des Kreislaufs. Außerdem würde durch die Auskühlung des Körpers die Aktivität des „vital principle" verringert. Diese Aktivität würde allerdings durch (Wieder-) Erwärmung zurückkehren[32] [67].

Aufgrund dieser Beobachtungen und Überlegungen empfahl Cullen folgende Maßnahmen. An erster Stelle stand für ihn die Wiedererwärmung des Körpers, die er über mehrere Seiten detailliert beschreibt. Dazu gehörten, neben dem

[32] Hier scheint Cullen, allerdings ohne genaue Kenntnis der tatsächlichen Zusammenhänge, das heutige Prinzip des „*nobody is dead until warm and dead*" vorwegzunehmen [1].

sofortigen, vorsichtigen Transport in geeignete Räumlichkeiten, diverse Möglichkeiten der Wärmeapplikation. Die beste Möglichkeit sei hierbei die graduelle Erwärmung in einem warmen Bad, dessen maximale Temperatur nur wenig über der Körpertemperatur liegen sollte.

Als zweite Maßnahme sollte zeitgleich zur Erwärmung die intestinale Applikation von Stimulantien erfolgen. Damit war die rektale Einblasung von warmer Luft, vornehmlich aber Tabakrauch über einen „speziellen Apparat“ gemeint. Auch die alternative Verwendung einer oder zweier Tabakpfeifen wurde genauestens beschrieben. Auch ein Einlauf mit warmem Wasser, dem Salz, Wein oder Brandy zugesetzt wurden, war möglich.

Erst nachdem die ersten beiden Maßnahmen für einige Zeit durchgeführt worden waren, um das „vital principle“ wieder herzustellen, sollte als dritte Maßnahme die künstliche Beatmung durchgeführt werden [67]. Hierzu verwies William Cullen auf Empfehlungen seines Kollegen Alexander Monro Secundus (1733-1817), eines bekannten Arztes und Anatomen, ebenfalls aus Edinburgh, der Experimente über die beste Methode der künstlichen Beatmung von Ertrunkenen durchgeführt hatte [67]. Monro empfahl, statt Mund-zu-Mund eine Mund-zu-Nase Beatmung durchzuführen, wofür als Hilfsmittel eine „wooden pipe“ benötigt würde. Diese sollte so gestaltet sein, dass ein Ende in ein Nasenloch passte und das andere Ende entweder das Lufteinblasen mit dem Mund oder mit einem Blasebalg ermöglichte. Das freie Nasenloch sollte ebenso wie der Mund verschlossen werden, um hier einen Luftaustritt zu verhindern. Monro empfahl, die initiale Beatmung mit warmer, ausgeatmeter Luft über die „wooden pipe“ mit dem Mund durchzuführen. Sollte eine Beatmung für längere Zeit vonnöten sein, so wäre eine Blasebalg[33] in für die Beatmung ausreichender Größe vorzuziehen [67], wobei dem Blasebalg Monros ein Volumen von 1500 ccm zugeschrieben wird [263, 347, 371]. Außerdem warnte er davor, dass bei beiden Beatmungsmethoden Luft über die Speiseröhre in den Magen gelangen könnte [67]. Um dies zu verhindern, sollte der Laienhelfer den unteren Teil des Larynx gegen die Speiseröhre pressen. Personen mit besseren anatomischen Kenntnissen sollten allerdings gezielten Druck auf das Cricoid anwenden, was die Speiseröhre verschließen würde ohne

[33] Weiterhin gibt es Angaben darüber, dass der von Monro verwendete Blasebalg ein mit Ventilen versehenes Modell sein sollte, das die Luft im Sinne einer Wechseldruckbeatmung sowohl ansaugen als auch austreiben konnte [347]. Dies würde dem Prinzip des bereits seit 1755 von John Hunter verwendeten, allerdings erst 1776 beschriebenen, Doppelkammer-Blasebalg entsprechen. Hierzu werden allerdings keine weiteren Angaben gemacht [347].

die Passage durch den Larynx zu behindern: „*Whether the blowing in is done by a person's mouth, or by bellows, Dr Monro observes, that the air is ready to pass by the gullet into the stomach; but that this may be prevented, but pressing the lower part of the larynx backwards upon the gullet. To persons of a little knowledge in anatomy, it is to be observed, that the pressure should be only on the cricoid cartilage, by which the gullet may be straightened, while the passage through the larynx is not interrupted.*" [67]. So zeigt sich hier die frühzeitige Kenntnis über den Cricoid-Druck, der 187 Jahre später von Sellick erneut beschrieben wird [338]. Auch Sellick waren die Empfehlungen Monros bekannt [322]. Zur Erfolgskontrolle der Beatmung sollte auf das Heben von Brustkorb oder Bauch geachtet werden, wonach durch Druck auf dieselben die Luft wieder aus den Lungen befördert wurde. Dieser alternierende Bewegungsablauf sollte möglichst gleichmäßig fortgesetzt werden [67]. Bemerkenswert ist die Tatsache, dass Monro bereits 1774 genaue Vorstellungen dessen hatte, was heute als Airwaymanagement bezeichnet wird. So schlug er bei ausbleibender Ventilation der Lungen[34] unter der Beatmung über ein Nasenloch die direkte endotracheale – oder zumindest translaryngeale – Intubation mit einem gekrümmten Tubus vor: „*If it should happen, that, in this practice, the air does not seem to pass readily into the lungs, Dr Monro informs me, it is very practicable to introduce directly into the glottis and trachea a crooked tube, such as the catheter used for a male adult*" [67]. Es folgte die genaue Beschreibung einer blinden digitalen Intubationsmethode, wie über 100 Jahre später durch den deutschen Chirurgen Franz Kuhn (1866-1929) propagiert. Als Handlungsoption bei Schwierigkeiten mit der Beatmung über die Nase wäre auch die Schaffung einer Öffnung in der Luftröhre möglich. Diese von den Chirurgen „Bronchotomie" genannte Prozedur sollte allerdings nur von einem geschickten Operateur durchgeführt werden [67]. Mit der künstlichen Beatmung erhoffte sich Cullen auch, die Lungen von Wasser und jener schaumigen Substanz zu befreien, welche die Hauptursache für das Ersticken der Ertrunkenen darstelle. Deshalb wäre ein sofortiger Beginn der Beatmung ebenso erforderlich wie die Durchführung derselben für ein bis zwei Stunden.

Zusätzlich zu den eigentlichen Wiederbelebungsmethoden Wärme, Infumigation und Beatmung nannte Cullen adjuvante Maßnahmen, die sich als nützlich erweisen könnten. So befürwortete er den frühzeitigen Aderlaß durch Öffnung der

[34] Ob es hier um verlegte Atemwege durch eine zurückgefallene Zunge oder Fremdkörper geht ist nicht beschrieben worden.

Jugularvenen, vor allem indiziert bei livider Gesichtsfarbe. Hierdurch sollte die venöse Stauung der Venen des Kopfes[35] entlastet werden, welche für den Tod der Ertrunkenen (mit-) verantwortlich sein könnte. Allerdings sei der Aderlaß, vor allem unter beginnender Erholung, nur sehr vorsichtig und nicht zu weitgehend durchzuführen, um den Körper des Opfers nicht zu sehr zu schwächen [67].

Als weitere hilfreiche Maßnahme wurde die Verabreichung von Stimulantien erwogen. Dazu gehörte neben dem Riechsalz die enterale Gabe von warmen Alkoholika wie Wein oder Brandy. Bei nicht vorhandenem Schluckreflex könne dies über eine gebogene Röhre erfolgen, die in die Speiseröhre eingeführt wird. Eine Gabe per os solle nur dann erfolgen, wenn der Schluckreflex (wieder) vorhanden wäre, da diese Flüssigkeiten ansonsten in die Glottis[36] (und damit in die Lungen) gelangen könnten. Zur Prüfung der Schluckfähigkeit könnten geringe Mengen warmen Wassers verabreicht werden. Die einfachste und sicherste Form der Stimulantiengabe war laut Cullen aber das Einblasen von Tabakrauch in Mund und Nase [67].

Als letzte adjuvante Maßnahme erwähnte Cullen die orale Gabe von Emetika, namentlich Ipecacuana-Wein, sobald der Patient seine Schluckfähigkeit wiedererlangt hatte. Er ginge zwar nicht davon aus, dass die im Magen von Ertrunkenen befindliche Menge an Wasser schädlich sei, halte aber das Erbrechen an sich für einen geeigneten Stimulus für den gesamten Körper [67].

Cullen beendete seine Antwort an Lord Cathcart mit dem abschließenden Hinweis auf die Notwendigkeit, diese Wiederbelebung grundsätzlich für mehrere Stunden durchzuführen, bis nicht genauer beschriebene Todeszeichen sichtbar würden. Auch hielt er diese Wiederbelebungsmaßnahmen in anderen Erstickungsfällen für anwendbar. Dazu gehörten unter anderem das Erhängen und das Ersticken an den Gasen in Minen oder dem Rauch der Holzkohle [67].

Als Reaktion auf Cullens Empfehlungen erließ Cathcart eine äußerst detaillierte Bekanntmachung an die schottische Bevölkerung, in der genau geregelt war, wie im Wiederbelebungsfall behandelt werden sollte. Auch die zum Ansporn der Bevölkerung ausgelobten Belohnungen waren genau geregelt [56]. So erhielt der Melder eines Ertrinkungsunfalls an den zuständigen Chirurgen oder

[35] Ob hiermit eine Stauung der Jugularvenen und damit zusammenhängend eine Stauung der äußerlichen Venen des Kopfes als Folge eines Rechtsherzversagens gemeint ist, oder ob in nachfolgenden Sektionen der Ertrunkenen eine intrakranielle oder zerebrale Stauung beobachtet wurde, geht aus Cullens Ausführungen nicht hervor.

[36] Cullen scheint sich der Problematik der Aspiration durchaus bewusst gewesen zu sein.

Gemeindevorsteher „*half a Crown*“, während diejenigen, welche die erlassenen Maßnahmen für zwei Stunden ununterbrochen durchgeführt hatten, mit „*two Guineas*“, bei Erfolg aber „*four Guineas*“ belohnt wurden. Personen, die ihr Haus für eine Wiederbelebung zur Verfügung gestellt hatten, wurden zusätzlich zu einer Unkostenerstattung mit „*one Guinea for his trouble*“ entlohnt. Alle Belohnungen waren innerhalb von 14 Tagen zu bezahlen [56]. Bemerkenswert waren aber vor allem die Änderungen, die Cathcart an den Empfehlungen Cullens vornahm. So trat bei Cathcart die künstliche Beatmung, wie erwähnt, noch vor den Fumigationsmethoden an die zweite Stelle der durchzuführenden Maßnahmen. Auch die Art der künstlichen Beatmung war jetzt eine andere. Statt der zuvor empfohlenen Beatmung per Mund oder Blasebalg in ein Nasenloch wurde jetzt die direkte Mund-zu-Mund Beatmung vorgeschrieben. Monros Techniken der translaryngealen Intubation und des Cricoid-Drucks wurden völlig außer Acht gelassen [56]. Wahrscheinlich geschah dies in Hinblick auf die Zielgruppe der Bekanntmachung, die wohl überwiegend aus Laien bestanden haben dürfte, deren medizinisch-anatomische Vorbildung sicherlich noch geringer als in der heutigen Zeit ausgefallen sein dürfte.



Abb. 5: „Resuscitation Set“ der Humane Society von 1774 [248]

Abschließend ordnete Cathcart die Verteilung von „Wiederbelebungskoffern“, von ihm „apparatus for the recovery of drowned persons“ genannt, an, die an alle Gemeinden verteilt werden sollten. Sie wurden von einem Apotheker aus Edinburgh zu einem bereits ausgehandelten Preis zusammengestellt und bestanden aus einem Blasebalg zur Beatmung und einer (Holz-) Kiste mit folgendem Inhalt: 1. einem „Fumigator“, ein Blasebalg in einer Messingbox mit einem flexiblen Tubus und einer Röhre aus Elfenbein, 2. einem Ersatzpaar flexibler Tubus und Elfenbeinröhre, 3. vier Holzröhren für die Beatmung über die Nase, 4. je zwei Phiolen aus Flintglas, die Riechsalze und Hautstimulantien enthielten [57]. Abbildung 5 zeigt das auf diesen Empfehlungen beruhende „Resuscitation Set“ der Humane Society von 1774.

William Hawes, ein Bewunderer John Hunters [263], bat diesen im Jahr 1776, der Humane Society die seiner Meinung nach wirkungsvollsten Methoden der Wiederbelebung von Scheintoten zu erklären [263, 296, 371]. Hunter teilte daraufhin der Humane Society die bereits zuvor erwähnten Ergebnisse seiner Tierexperimente aus dem Jahr 1755 mit, die er in ihrer Anwendbarkeit für auf den Menschen übertragbar hielt [21, 255, 263, 296, 351, 371]. Seine zentrale Aussage bestand, wie schon zuvor besprochen, in der Erkenntnis, dass es allein der Beatmung bedurfte, um die Herztätigkeit wieder herzustellen [21, 255, 263, 351, 371]. Daher empfahl er als erste Maßnahme der Wiederbelebung die künstliche Beatmung. Hierfür sah er seinen schon für die Tierexperimente selbst konstruierten Doppelkammer-Blasebalg vor, der im Sinne einer Wechseldruckbeatmung auch eine aktive Exspirationsphase ermöglichte [21, 58, 255, 263, 296, 311, 351, 371, 420]. Die gleichzeitige Verwendung von Sauerstoff, zwei Jahre zuvor als „dephlogisticated air" durch Joseph Priestley (1733-1804) beschrieben, hielt er für wirksamer als die Beatmung mit gewöhnlicher Luft [19, 21, 255, 263, 296, 351, 371] und könnte über ein an den Blasebalg angeschlossenes Behältnis erfolgen: „*Perhaps the dephlogisticated air, described by Dr. Priestley may prove more efficacious than common air. It is easily procured, and may be preserved in bottles or bladders*" [19, 255, 263, 371]. Zusätzlich schlug Hunter vor, wie bereits von Alexander Monro Secundus beschrieben [371], während der Beatmung den Larynx gegen Ösophagus und Wirbelsäule zu drücken, um ein Aufblasen des Magens zu verhindern: „*If during this operation the larynx be gently pressed against the oesophagus and spine, it will prevent the stomach and intestines being too much distended by the air*" [19, 21, 255, 371]. Als zweite Maßnahme befürwortete Hunter die schrittweise Applikation von Wärme [21, 255, 263, 371]. Zusätzlich sollte als dritte Maßnahme die Verabreichung von Stimulantien[37] für die Haut, die Nase und den Magen erfolgen [21, 263]. Adjuvante Maßnahmen wie den Aderlaß lehnte er ebenso ab wie die Verabreichung von Brechmitteln [21, 263, 296, 351, 371]. Stattdessen schlug

[37] Zur Verabreichung von Stimulantien werden widersprüchliche Angaben gemacht. So schreibt Arthur Keith, dass Hunter die Applikation von Stimulantien für die Lungen und für den Intestinaltrakt über Dampf und über rektale Klistiere vorgeschlagen hätte. Zeitgleich berichtet er von Hunters ablehnender Haltung gegenüber der Tabak-Fumigation. Imke Bartels schreibt von der Ablehnung von Tabarauchklistieren, während laut Ronald Trubuhovich Stimulantien im Allgemeinen und die rektale Tabak-Fumigation im Besonderen abgelehnt werden. Wendy Moore wiederum berichtet von der Ablehnung der „Tabak Klistiere". Laut Sternbach et al. lehnte Hunter die „Fumigation" ab. Trotzdem befanden sich in Hunters Rettungskasten neben seinem Doppelkammer-Blasebalg ein Magenschlauch für die enterale Verabreichung von Stimulantien, sowie ein einfacher Blasebalg für das Tabakrauch-Klistier [21].

Hunter bereits die Verwendung von Elektrizität vor [263, 296]. Abschließend legte John Hunter der Humane Society nahe, sämtliche Rettungs- und Wiederbelebungsfälle sowie die hierbei erreichten Erfolge genauestens zu dokumentieren, um so anhand der Datenlage die geeignetsten Wiederbelebungsmethoden festlegen zu können [5, 21, 255, 263, 296, 371]: „*I shall therefore conclude this account by proposing that all who are employed in this practice be particularly required to keep an accurate journal of the means used and the degree of success attending them, whence we may be furnished with facts sufficient to enable us to draw conclusions on which a certain practice may hereafter be established*" [255, 263].

Im Jahre 1788 erhielt der erst 20 jährige Chirurg Charles Kite (1768-1811) aus Gravesend in Kent die Silbermedaille der Humane Society für seine 1787 veröffentlichte Schrift „An Essay on the Recovery of the apparently Dead" [5, 21, 267, 311, 371]. Seine insgesamt 280 Seiten umfassenden Anmerkungen zur Wiederbelebung Ertrunkener lieferten genaue epidemiologische Daten zu 442 Ertrinkungsunfällen, von denen 125 erfolgreich wiederbelebt werden konnten [5, 267, 371]. Aus diesem Datensatz zog er seine Schlüsse über die Prioritäten und Techniken der Wiederbelebung Scheintoter, Kite sprach hier von „*suspended animation*" [267, 371]. Die Hauptursache des Todes durch Ertrinken lag nach Ansicht Kites an der ausbleibenden Lungenbewegung, wodurch das sich im rechten Herzen sammelnde Blut nicht mehr zum linken Herzen transportiert würde und es zum Aufstau des Blutes, „congestion" genannt, vor dem rechten Herzen und damit auch im Gehirn kommen würde [267, 371, 381]. Durch nachfolgendes, frühzeitiges Stocken des Blutes im Gehirn käme es dann zum Schlagfluss oder zur „*apoplexy*" [5, 21, 267, 371, 381]. Die Atmung hatte also laut Kite vor allem eine mechanische Funktion, die sich im Bluttransport im Lungenkreislauf ausdrückte [21, 371, 381]. Aus dieser Überlegung heraus formulierte Kite seine Zielsetzungen bei der Wiederbelebung Ertrunkener. Das erste zu erreichende Ziel war die Behebung der Kompression des Gehirns und der diese verursachenden Blutstauung, bzw. „congestion", im Bereich des Herzens und der Lungen [5, 21, 267, 371, 381]. Als zweite Zielsetzung galt es, die Erregbarkeit der Muskelfasern zu wieder herzustellen [5, 21, 267, 381]. Um das erste Ziel zu erreichen riet Kite erstens zum möglichst frühzeitigen Aderlaß aus den Jugularvenen, zweitens zur künstlichen Beatmung [5, 21, 267, 371, 381] und drittens zu einer Rückenlage mit

um 20 Grad erhöhtem Oberkörper und Kopf [5, 267, 381]. In der künstlichen Beatmung sah er das wirkungsvollste Rettungsmittel, welches auf mechanischem Wege die venöse Stauung und nachfolgende Kompression des Gehirns beheben sollte [5, 21, 371, 381]. Initial könne Mund-zu-Mund Beatmung durchgeführt werden, allerdings nur im Notfall für kurze Zeit und wie von der Humane Society empfohlen durch ein Tuch [21, 371]. Alternativ konnte über eine in die Nase eingeführte Röhre per Mund oder besser Blasebalg beatmet werden. Hierzu empfahl Kite den mit Ventilen bestückten Doppelkammer-Blasebalg Hunters [21, 382]. Bemerkenswert waren Kites Überlegungen zum Airway-Management [58, 59, 381]. So schlug er vor, bei verlegten Luftwegen, namentlich einem verschlossenen Kehldeckel, die Zunge hervorzuziehen, um den Kehldeckel anzuheben [381]. Wie bereits von Monro empfohlen schlug er vor, bei weiteren Hindernissen für die Beatmung einen gebogenen Katheter durch den Mund oder die Nase in die Glottis einzuführen. Als ultima ratio wäre die Tracheotomie mit nachfolgender Beatmung über besagten Katheter durchzuführen [21, 267, 371, 381]: „*If any difficulty should arise in distending the lungs […] we shall generally remedy the inconvenience by bringing the tongue forwards, which being connected to the epiglottis by inelastic ligaments, must of course be elevated. Should any further impediment however occur, the crooked tube, bent like a male catheter should be introduced into the glottis, through the mouth or one nostril; […] When every attempt to inflate the lungs has been made in vain, tracheostomy is the very last expedient, […].*" [58, 59, 267].

Um bei der Beatmung ein Aufblasen des Magens zu verhindern, empfahl Kite den zuvor von Monro und später von Hunter beschriebenen Cricoid-Druck durchzuführen [5, 371]. Weiterhin befürwortete Kite die Verwendung von Sauerstoff, sah aber keinen Vorteil gegenüber der gewöhnlichen Luft [21, 371, 381]. Die zweite Zielsetzung in der Wiederbelebung, das Wiedererlangen der Erregbarkeit der Muskelfasern, konnte laut Kite durch die Applikation allgemeiner und lokaler Stimulantien[38] erreicht werden. Neben genauen Beschreibungen der

[38] Die Applikation lokalen Stimulantien war unterteilt nach Applikationsort in Magen, Darm und weitere Organe [5, 382]. Für die Gabe in den Magen bevorzugte Kite den bereits von Hunter verwendeten Magenschlauch. Als Reizmittel schlug er vor allem Brechmittel wie weißen (Zinksulfat) und blauen Vitriol (Kupfersulfat) vor. Alternativ konnte auch Vitrioläther, Zimt-, Muskatnuss- und Pfefferminzöle oder Weingeist verwendet werden. Für die rektale Applikation bevorzugte er warme Klistiere aus Minze, Pfefferminze, Kamille oder Wermuth. Tabakklistiere lehnte er wegen ihrer „giftigen Eigenschaften" ab. Ebenso lehnte er Rauchklistiere wie die Fumigation von Tabak ab, da es durch die Ausdehnung der Darmschlingen zu einer Kompression der Vena Cava und der Aorta kommen könne. Die Stimulantien, die an

allgemeinen Stimulation durch graduelle Erwärmung, vorzugsweise in einem warmen Sand- oder Wasserbad, und das Abreiben des Körpers, wie schon bei Cullen erwähnt, ging Kite genauer auf die Applikation von Elektrizität ein, die er für eines der stärksten Reizmittel in der Wiederbelebung[39] hielt [5, 267, 381]. Die Verabreichung von elektrischen Stößen diente nicht etwa einer gezielten Defibrillation des Herzens im heutigen Sinne, sondern war eher als allgemeine Stimulation des Körpers gedacht [382]. Die Defibrillation wurde erst 1899 in Paris durch Jean Louis Prevost (1838-1927) und Frederic Battelli (1867-1941) in Zusammenhang mit den Beobachtungen der Fibrillationen des Hundesherzens beschrieben [5]. So hatte auch Charles Kite in eigenen Tierversuchen die Muskelkontraktionen durch Elektrizität erlebt und empfahl die Anwendung der Elektrizität vor allem an Zwerchfell und Zwischenrippenmuskeln, am Herzen und an Gehirn und Rückenmark [382]. Außerdem sollte die Elektrizität zur Diagnostik des Todes eingesetzt werden, da ein Mensch, dessen Muskeln noch elektrisch reizbar waren, noch nicht vollkommen tot sein konnte [5, 381].

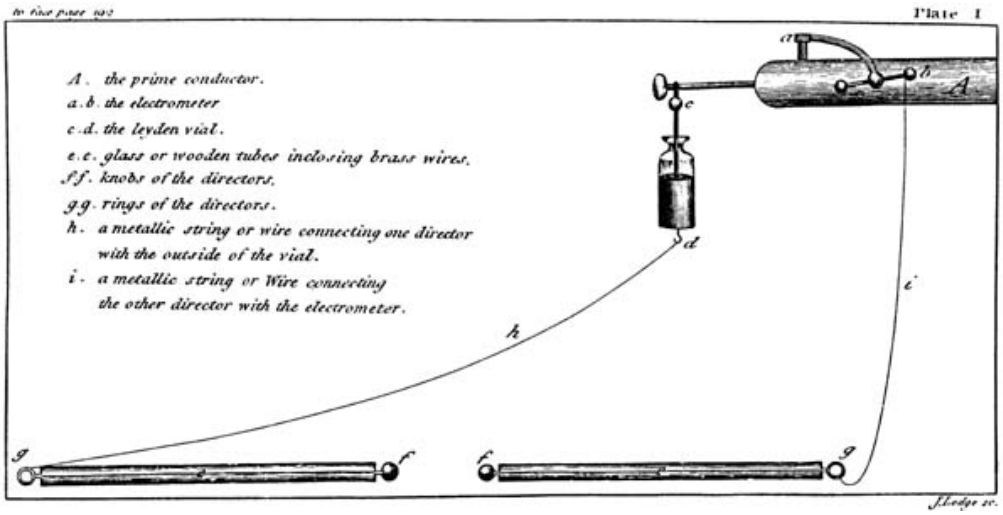


Abb. 6: Defibrillator von Kite 1788 [252]

---

weiteren sensiblen Stellen angewendet werden sollten, würden heute wohl am ehesten den Schmerzreizen zugerechnet werden. Hierzu gehörten unter anderem Augentropfen aus flüchtigem Alkali, scharfe Flüssigkeiten für Zunge und Gaumen, das Brennen, Blasenziehen, Haarausraufen, Schlagen auf Fußsohlen und Hohlhand [382].

[39] Wie viele andere Autoren so zitierte auch Kite die Geschichte der scheinbar ersten dokumentierten erfolgreichen Wiederbelebung durch einen Stromstoß. So wurde am 16. Juli 1774, 4 Tage nachdem die Humane Society ihren ersten Wiederbelebungsfall aufgezeichnet hatte, der Londoner Apotheker Squires (Lebensdaten unbekannt) zu einem dreijährigen Mädchen gerufen. Dieses Kind, dessen Name mit Catherine Sophia Greenhill [371], Sophie Greenhill [69] oder auch Catherine Stephanie Greenhill [5] (Lebensdaten unbekannt) angegeben wird, war aus einem Fenster im zweiten Stock auf das Pflaster gestürzt und scheinbar leblos vorgefunden worden. Indem Squires Elektroschocks verabreichte, konnte er das Mädchen erfolgreich wiederbeleben [5, 69, 371, 380]. Der „echten Scheintod" dieses Mädchens ist eher zweifelhaft [5, 23, 371]. Alzaga et al. gehen eher von einer Gehirnerschütterung aus [5], während Baskett bemerkt: „*It is uncertain whether the child recovered in spite of, or because of, the electric shock!*" [23]. Auch die Datierung des Ereignisses wird unterschiedlich gesehen. Die Allgemeine Literatur-Zeitung gibt 1775 an [380], Baskett [23] zitiert Struve [358] mit 1802 als korrektes Datum.

Für diese Zwecke entwickelt Kite einen der ersten Defibrillatoren, der seine elektrische Energie aus einer Leidener Flasche[40] bezog, deren Energieabgabe regelbar war. Kite beschrieb dieses in Abbildung 6 dargestellte Gerät wie folgt: *„[…] two pieces of brass wire each 2 feet long, enclosed in glass tubes or wooden cases well varnished with knobs at one end, and rings at the other: the knobs are to be applied like common directors, to those parts between which we intend the fluid to pass; and one ring connected with a chain or metallic string, coming from the electrometer, and the other with a chain joined to the outside of the vial, which will be more convenient if suspended on the prime conductor. In the manner, shocks may be sent through any part of the body; and their direction constantly varied, without a probability of the assistants receiving any inconvenience […]*" [5, 267].

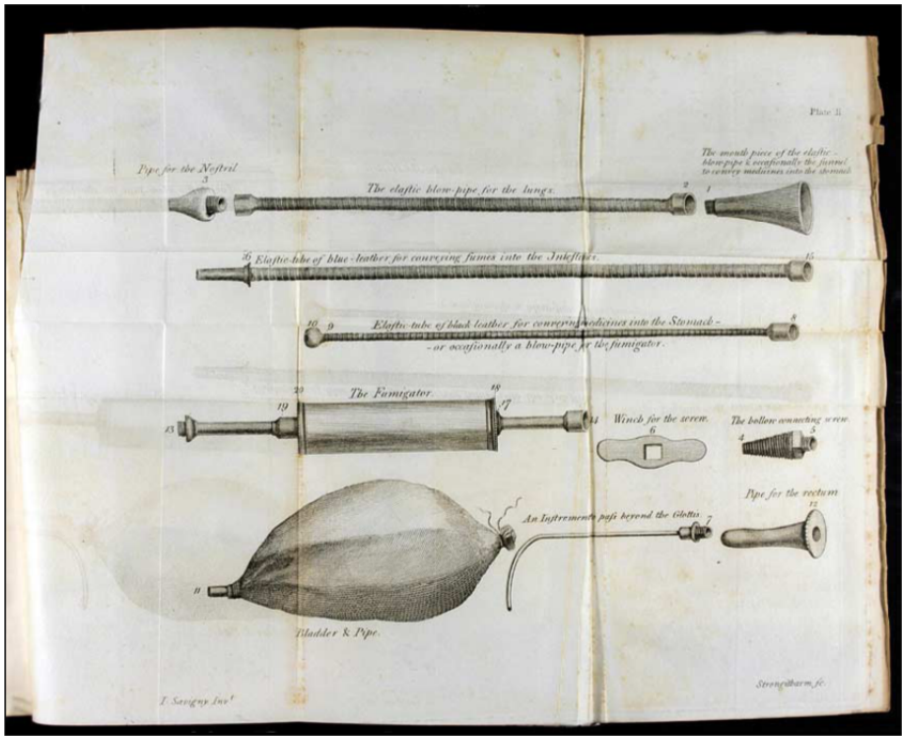


Abb. 7: Inhalt von Kites Wiederbelebungsset [5]

[40] Die „Leidener Flasche", auch „Leydener Flasche", „Kleistsche Flasche" oder „Kondensationsflasche" genannt, war eine der ältesten Bauformen des Kondensators. Sie bestand aus einem Glasgefäß, welches auf seiner Innen- und Außenfläche gegeneinander isoliert zwei leitende Schichten trug. Dabei stellte das Glas den Isolator dar. Sie diente der Aufbewahrung und dem Transport elektrischer Ladung. Das Prinzip der Leidener Flasche wurde unabhängig voneinander am 11. Oktober 1745 von dem Juristen und Naturwissenschaftler Ewald Georg von Kleist (1700-1748) in Cammin (Pommern) und 1746 von dem Naturwissenschaftler Pieter van Musschenbroek (1692-1761) in Leiden entdeckt [12].

Auch Charles Kite stellte ein Behältnis mit den für die Wiederbelebung benötigten Gerätschaften zusammen (siehe Abb. 7). Dieses zeigte seine Praxistauglichkeit nicht zuletzt durch seine Handlichkeit, es wurde mit "*pocket-kit*" [371], „*pocket apparatus*" [69] oder „*pocket case*" [5] bezeichnet, was seinen wirklichen Einsatz in einer Wiederbelebungssituation deutlich wahrscheinlicher werden ließ. Es enthielt kurze, starre Röhren für die Nase [5, 311] und das Rektum und je einen elastischen Ledertubus für die Lungen, den Magen und das Intestinuum, unterschiedlich eingefärbt, um Verwechselungen zu vermeiden [5]. Außerdem war ein Fumigator vorhanden [5] und der Metalltubus für die translaryngeale Intubation, sowie der besagte faltbare Blasebalg mit einer Kapazität von 500 ccm [5, 263, 371]. Dieses „Wiederbelebungsset" wurde in leicht abgewandelter Form auch von der Humane Society verwendet [263].

Während der „Blütezeit" der Beatmung mit dem Blasebalg bei Wiederbelebungen am Ende des 18. Jahrhunderts wurde das – von John Hunter 1755 initiierte und zeitweise auch durch die Humane Society propagierte [371] – Prinzip des Doppelkammer-Blasebalgs weiterverfolgt. So entwickelten 1789 der aus Tourney stammende Hans Courtois (Lebensdaten unbekannt) und der Militärarzt Gorcy[41] (1758–1826) in Neubreisach unabhängig voneinander jeweils einen Blasebalg mit Ventilmechanismen und Doppelkammer [311]. Dieser Doppelblasebalg ermöglichte über Ventilklappen eine Wechseldruckbeatmung mit positiver Inspirations- oder Druckphase und negativer Exspirations- oder Saugphase [216, 347]. Der Beatmungs-Apparat von Gorcy, „Apodopnik"[42] genannt [216, 347], schien vor allem im deutsprachigen Raum eine gewisse Verbreitung erfahren zu haben. So empfahl der Stadtwundarzt Daniel Ludwig Rüdiger (1756-1816) 1794 den Apparat Gorcys vor der Mund-zu-Mund Beatmung [21, 318]. Auch Christian Rudolph Wilhelm Wiedemann (1770-1840) zog in seiner Rettungsanweisung von 1797 das Einblasen von atmosphärischer Luft durch die Nase mit dem Instrument von Gorcy vor und setzte die Beatmung noch vor erwärmende Maßnahmen [21, 422]. Ebenso urteilte Johann Heinrich Moritz Poppe (1776-1854) in seinem „Allgemeinen Rettungsbuch" von 1805, in welchem er empfahl, bei Ertrunkenen mit einem Blasebalg atmosphärische Luft durch eine lederne Röhre in ein

[41] Bei J. L. Price ist von „M. Gorcy of Neusbrisack" die Rede [311]. Im Dräger-Heft Nr. 177 handelt es sich laut M. Speter um Pierre-Christophe Gorcy, geboren 1758 in Pont-a-Mousson, der Militärarzt in Neubreisach war. Er studierte in Nancy und Metz und starb 1826 [347].

[42] M. Speter übersetzt „apodopnisch" im Dräger-Heft Nr. 177 mit „wiederbelebend".

Nasenloch zu insufflieren, und zwar am besten mit dem Instrument von Gorcy [21, 309, 310]. 1808 wurde von den Hamburgischen Rettungsanstalten ebenfalls der Blasebalg von Gorcy verwendet [21, 182]. Der Hamburger Senator Johann Arnold Günther (1755-1805) sah hierin „*eine vollkommene Hülfe*“, denn er schaffte zunächst „die mephitische Luft, die in den Lungen stockt“, fort und sorgte dann für „*eine neue reine Luft zum Einathmen*“ [21, 182]. Selbst noch 1819 riet der Rechtsmediziner Joseph Bernt (1770-1842) als Inhaber der „*Lehrkanzel der medicinischen Polizey und gerichtlichen Arzneykunde*“ in Wien in seinen „*Vorlesungen über die Rettungsmittel beym Scheintode und in plötzlichen Lebensgefahren*“ zum Gebrauch des Blasebalgs von Gorcy [21, 31]. Dagegen hielt Johann Wendt (1777-1845) 1825 den Apparat von Gorcy für ein „*zu complicirtes physikalisches Kunststück*“ und zog einen gewöhnlichen Blasebalg vor [21, 419]. Nicht zuletzt empfahl Christoph Wilhelm Hufeland (1762-1836), Professor an der Universität Berlin, den „Gorcy’schen Blasebalg“ in seinem medizinischen Standartwerk „Enchiridion Medicum“ von 1836 [253, 335]. Da dieser gleichzeitig der einzige dort erwähnte Apparat zur künstlichen Beatmung überhaupt war, scheint er für Hufeland ein Synonym für den Beatmungsapparat schlechthin gewesen zu sein: „*[…]. Damit verbinde man das Einblasen von […] Luft durch Hülfe des Gorcy’schen Blasebalgs; […].*“ [253, 335]. Auch das „Encyclopädische Wörterbuch der medicinischen Wissenschaften“ von 1828, ein Gemeinschaftswerk der Professoren „*der medicinischen Fakulktät zu Berlin*“, deren Mitherausgeber Hufeland war, hob den „doppelten Blasebalg von Gorcy“ gesondert hervor [416].

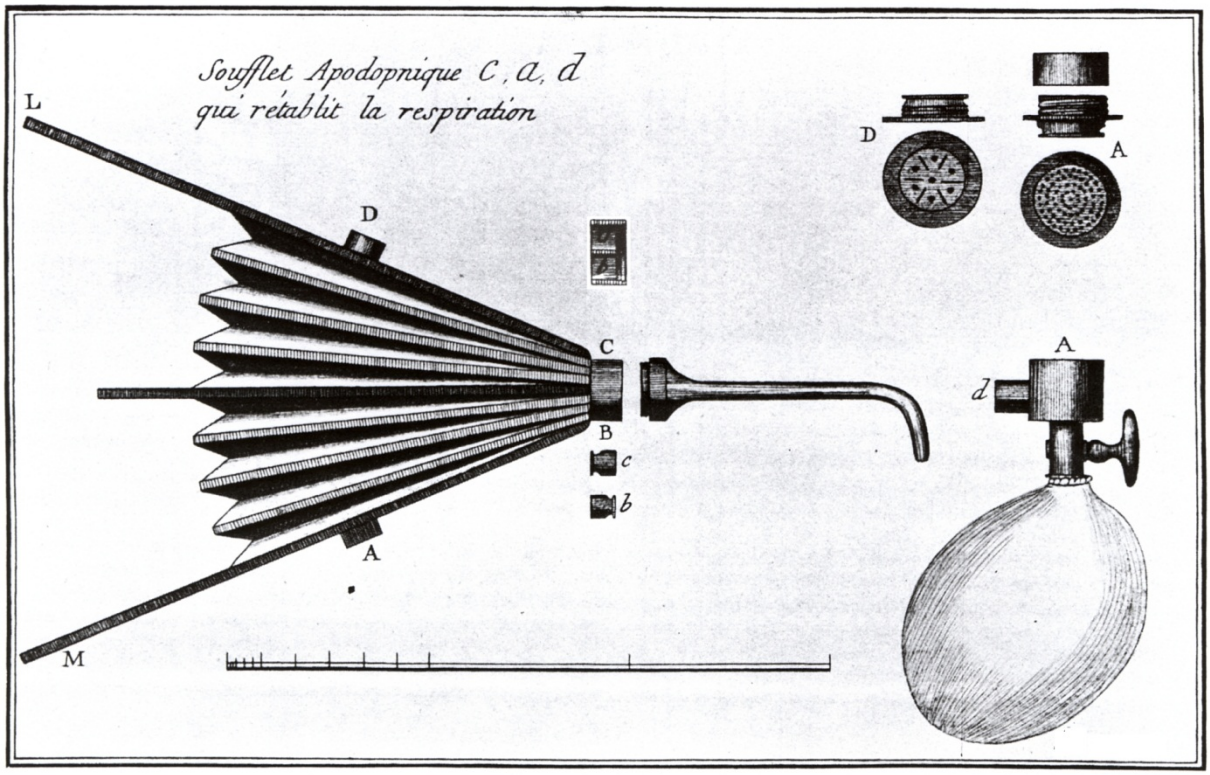


Abb. 8: Doppel-Blasebalg „Apodopnik“ von J. P. Gorcy, 1789 [347]

Das Prinzip des „apodopnischen“ Instruments Gorcys zeigt die Abbildung 8. Es handelte sich um einen Doppel-Blasebalg, dessen beide Hälften auf einem in der Mitte befindlichen gemeinsamen Brett montiert waren. Durch insgesamt vier Ventile an den Außenflächen und dem Mündungsstutzen des Balgs wurde synchron Luft angesaugt, bzw. ausgeblasen. Die Ventile bestanden aus „gefirnissten Taffet“-Scheiben[43], die durch radial verlaufende Schlitze luftdurchlässig waren und auf einer vielfach gelochten Metallscheibe lagen. Beim Ansaugen von Luft hob sich die Taffetscheibe von der Metallscheibe ab und ließ Luft hindurchströmen. Bei einem Luftstrom von der Gegenseite hingegen legte sich die Taffetscheibe gegen Ihre gelochte Basis luftdicht an. Die Ventile an den Außenseiten das Doppel-Balgs und im Kupferrohr-Stutzen waren jeweils entgegengesetzt angebracht. Beim Aufziehen der beiden Blasebälge füllte sich folglich ein Balg mit Umgebungsluft, während der andere Luft aus den Lungen saugte. Wurden die beiden Bälge zusammengedrückt, beförderte der erste Balg die in ihm befindliche Umgebungsluft in die Lungen, während der andere Balg zeitgleich seine „Lungenluft“ an die Umgebung abgab. Für Wiederbelebungsfälle, in denen die Anwendung „atmosphärischer Luft“ erfolglos geblieben war, schlug

[43] „*Ein glatter Seidenstoff, der durch Firniß luftdicht gemacht wurde.*“ [347].

Gorcy die Anwendung einer mit Sauerstoff gefüllten (Ochsen-) Blase vor, welche in den Ventilmund des „(Einsauge-) Balges“ geschraubt wurde [347]. Dies zeigt die Abbildung 9.

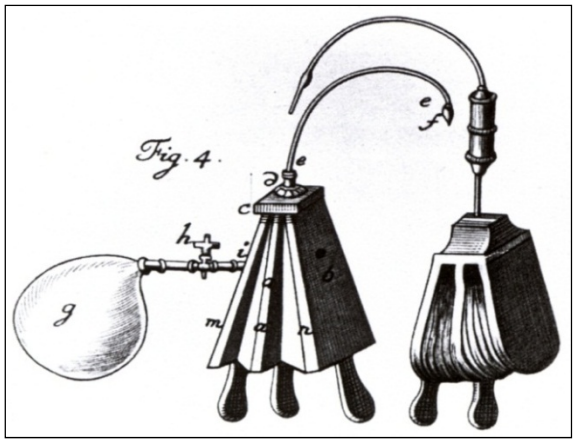


Abb. 9: Doppel-Blasebalg „Apodopnik“ von J. P. Gorcy nach J. H. M. Poppe, 1811 [347]

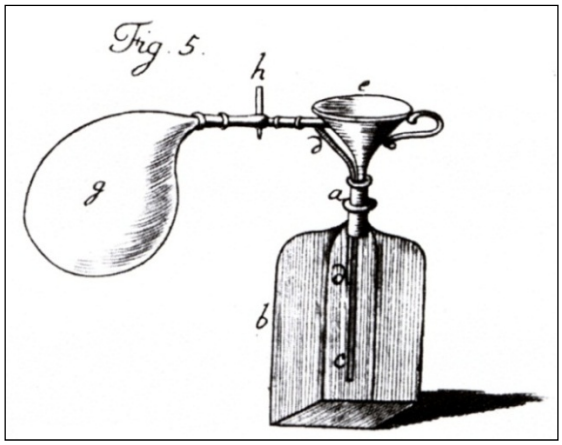


Abb. 10: Sauerstoff-Vorratsflasche zum Füllen der Einatemblase, 1811 [347]

Abbildung 10 zeigt, wie die Sauerstoff-Blase – zum Zwecke der zusätzlichen Sauerstoffsupplementierung – aus einer mit Sauerstoff gefüllten Vorratsflasche durch Eingießen von Wasser durch einen Trichter[44] befüllt wurde [347]. Dieser Beatmungsapparat von Gorcy wurde später von den Drägerwerken[45] selbst vom „Verwendungsprinzip“ [347] her als Vorläufer des Pulmotors oder „Pulmotor-Embryo“ [216, 347] bezeichnet.

[44] In Zusammenhang mit Abb. 10 macht Max Speter (1983-1942) auf einen Fehler des Zeichners aufmerksam. Das Rohr „c d“ müsste eine direkte Fortsetzung des Trichterrohres sein und bis an den Flaschengrund reichen. Das neben dem Trichter gelegene Rohr müsste stattdessen auf Höhe des Flaschenhalses enden. Nur so könnte das durch den Trichter laufende Wasser den in der Flasche befindlichen Sauerstoff verdrängen und in die Blase drücken [347].

[45] Max Speter erwähnt in Drägerheft Nr. 177 einen Artikel des Pariser Physikers M. Rouland (gest. 1820) in der „*damals als alleinig maßgebend anzusehenden naturwissenschaftlichen Zeitschrift Frankreichs*“ [347], der „Observations sur la Physique, sur l’Histoire naturelle et sur les Arts, dediées a Mgr. Le Comte d’Artois“ von 1790, in dem ein auf dem „*Prinzip des Gorcyschen Instrumentes*“ beruhender, aber verbesserter und verbilligter, Respirator vorgestellt wurde [317, 347]. Allerdings war keine Zeichnung des Gerätes veröffentlicht worden. Speter äußert hierbei unverhohlen sein Misstrauen gegenüber Rouland, „*dem „Partisan*“ und „*offentsichtlichen […] Nachbeter“ Gorcys*“ [347], und seinem Apparat, den er lediglich für ein Plagiat des Repirators von Gorcy hält.

Das vorläufige Ende der Mund-zu-Mund Beatmung

Auch wenn die Mund-zu-Mund Beatmung anfangs noch von vielen Rettungsgesellschaften empfohlen wurde, gab es bereits frühzeitig ästhetische Bedenken gegen diese Art der künstlichen Beatmung. Diese Bedenken waren hauptsächlich in der auch heute noch verbreiteten Aversion begründet, die Mitmenschen mit dem Mund zu berühren, noch dazu Personen, die scheintot waren und sich als Ertrunkene sicherlich nicht in einem „ansprechendem" Zustand befanden. Selbst in Zeiten der Befürwortung der Mund-zu-Mund Beatmung hielt es die Humane Society für ratsam, bei der Beatmung ein Taschentuch auf den Mund des Verunfallten zu legen [21, 373]. Im weiteren Verlauf der Geschichte wurde diese Form der Beatmung in zunehmenden Maße als eine unappetitliche, unwürdige und unhygienische Maßnahme abgelehnt[46] [371, 373]. Auch die Furcht vor Ansteckung mit infektiösen Krankheiten, die eine häufige Todesursache darstellten, kam hierbei zum Ausdruck [371]. Um diese Bedenken zu umgehen, wurden abgewandelte Formen der Mund-zu-Mund Beatmung, wie die direkte Beatmung über die Nase oder die indirekte Mund-zu-Mund oder –Nase Beatmung über einen Tubus, entwickelt [21, 67, 371].

Zu dieser allgemeinen Abneigung gegen die Unannehmlichkeiten, die mit der Mund-zu-Mund Beatmung einhergingen, kam gegen Ende des 18. Jahrhunderts eine Ablehnung auf wissenschaftlicher Basis, die sich auf die jüngsten Entdeckungen in der Chemie bezog. Bereits 1754 entdeckte Joseph Black (1728-1799) das Kohlendioxid (CO_2) als Bestandteil der Luft, seit 1756 „*fixed air*" genannt, welches als giftig erachtet wurde, da es das Leben im Tierversuch nicht unterstützte [21, 371]. 1774 beschrieb Joseph Priestley (1733-1904) seine „*dephlogisticated air*", den Sauerstoff. Dieser wurde unabhängig von ihm bereits 1771 von Carl Wilhelm Scheele (1742-1786) entdeckt und 1776 als „*Feuerluft*" beschrieben [4, 19, 21, 62, 371]. Antoine Lavoisier (1743-1794) erkannte schließlich die Bedeutung des Gases, welches er als „*oxygène*" bezeichnete, beim Atmungsprozess [21, 62, 371]. Nachdem die Bedeutung des Sauerstoffs als lebenswichtiges Element der Luft erkannt war, wurde hieraus gefolgert, dass die

[46] R. Trubuhovich gibt eine Auswahl von Umschreibungen für die Mund-zu-Mund Beatmung aus dem englischen Schrifttum an. Hierzu gehören „vulgar", distasteful", „poisonous", „unhygienic", „unaesthetic", „unnatural", „indelicate", „inelegant", „undignified", „disagreeable", „troublesome" und „totally impure" [371].

zur Mund-zu-Mund Beatmung benutzte Ausatmungsluft für den Zweck der Wiederbelebung nicht nur ungenügend, sondern auch schädlich wäre, da sie nach Passage der Lungen des Beatmenden neben einem reduzierten Sauerstoffanteil auch noch einen erhöhten Anteil an „giftigem“ CO_2 beinhaltete [4, 58, 62, 351, 371, 373]. In der Folge wurde die Beatmung mit ausgeatmeter Luft abgelehnt [4, 19, 21, 58, 59, 62, 262, 351, 371, 373] und stattdessen die Verwendung von Blasebälgen favorisiert, wenn möglich unter der Verwendung des neu entdeckten Sauerstoffs [19, 21, 58, 263, 351, 371]. So empfahl die Humane Society, unter dem Einfluß von Hunters „Proposals“, ab 1782 die Verwendung von Blasebälgen [21, 58, 59, 263, 351, 371, 373].

Das vorläufige Ende der Überdruck-Beatmung

Zu Beginn des 19. Jahrhunderts kamen aufgrund von Berichten über beatmungsbedingte Barotraumata Zweifel an der Sicherheit der Überdruckbeatmung auf [19, 21, 59, 311]. Betroffen waren alle zuvor von den Rettungsgesellschaften empfohlenen und praktizierten Methoden der künstlichen Beatmung, wie die Mund-zu-Mund, Mund-zu-Nase oder Blasebalg-Beatmung. Ausschlaggebend hierfür waren unter anderem zwei Vorträge des Franzosen Jean Jacques Joseph Leroy d’Etiolles (1798-1860) vor der Académie des Sciences in Paris aus den Jahren 1826 [21, 373] und 1828 [19, 21, 373]. Leroy berichtete hierbei über die Gefahren der Insufflationsbeatmung aus seinen Experimenten an lebenden Tieren und Leichen [19, 21, 373]. Hierzu tracheotomierte er Kaninchen, Füchse, Schafe, Ziegen und Hunde und blies über eine in die Trachea eingenähte Kanüle Luft in die Lungen des Tieres [21]. Leroy konnte anhand seiner Versuche zeigen, dass forciertes Einblasen von Luft zum Pneumothorax durch Alveolarruptur [311] führen konnte [21, 373]. Auch ließ sich teilweise eine Luftembolie oder ein Lungenemphysem nachweisen [21]. Auch bei Ertrunkenen, die erfolglos beatmet worden waren, hätte sich regelmäßig ein Lungenemphysem gezeigt [263]. Um diese Gefahren zu umgehen, empfahl er einen von ihm entwickelten „Sicherheits-Blasebalg“, der über eine Skala an den Griffen eine an das Lebensalter adaptierte Einstellung des Beatmungsvolumens ermöglichte [263, 311, 373]. Alternativ schlug er die gleichzeitige Kompression von Thorax und Abdomen in Rückenlage vor [262, 373], ein Vorgriff auf die wenig später

aufkommenden manuellen Methoden. Eine weitere seiner Erfindungen war ein Kompressionsgürtel, im Prinzip eine lange Bandage, der unter dem in Rückenlage befindlichen Patienten hindurch geführt und über dem Brustkorb gekreuzt wurde. Anschließend zogen Helfer zeitgleich an den Enden und komprimierten dadurch den Brustkorb, wodurch Luft aus den Lungen gepresst wurde. Durch anschließendes Lockern der Bandage ermöglichten die elastischen Rückstellkräfte des Thorax den Einstrom von Luft in die Lungen und damit einen gewissen Gaswechsel [21, 262, 373]. Diese Erkenntnisse Leroys, die auf Auftrag der Académie von Francois Magendie (1783-1855) und André Dumeril (1774-1860) untersucht und bestätigt worden waren [21, 373], sorgten international für Aufsehen in den Rettungsgesellschaften und führten zu weitreichenden Konsequenzen [21, 373]. So lehnte die Pariser Académie infolge der Berichte Leroys die Überdruckbeatmung mit Blasebälgen ab. Dazu gehörte ausdrücklich auch der von Leroy selbst entwickelte und empfohlene „Sicherheits-Blasebalg“. Auch sein Konzept der Thoraxkompression mittels einer Bandage wurde zurückgewiesen [373].

Allerdings gab es auch kritische Äußerungen zu Leroys Experimenten. So vertrat Gérard Marchant (1813-1881) 1867 die Auffassung, dass Leroys Experimente an „echten“ Scheintoten zu anderen Ergebnissen geführt hätten. Die Beatmungsversuche an lebenden Tieren führten allerdings, da sich diese einer Beatmung widersetzen würden, zu einer Aufblähung des Magens, welcher das Zwerchfell hochdrücken und damit zur Erstickung durch mangelhafte Atemexkursionen führen würde [21]. Andererseits wäre die Beatmung von Leichen im Gegensatz zu Scheintoten durch die Leichenstarre kaum möglich [21]. Außerdem kritisierte er den von Leroy entwickelten Kompressionsgürtel, welcher nur zu minimalem Luftwechsel führen würde [21]. Erst 1888 konnte Arnold Paltauf (1860-1893) zeigen, dass das Lungenemphysem durch das Ertrinken an sich verursacht wurde [19, 263, 311]. Bereits 1887 widersprach Francis Henry Champneys (1848-1930) der generellen Vorstellung einer grundsätzlich Barotrauma verursachenden Überdruckbeatmung, indem er anhand der Beatmung kindlicher Leichen zeigte, dass die Lunge Beatmungsdrücke zwischen 20 bis 80 mmHg tolerierte, bevor es zu Alveolarrupturen kam [19, 263, 311]. Trotz dieser Wiedersprüche gegen Leroys Experimente war der internationalen Akzeptanz der Beatmung mit einem Blasebalg damit ein schwerer Schlag versetzt

worden, von dem sie sich auch im internationalen Rettungswesen letztlich nicht mehr erholen sollte.

Auch in England sorgten Leroys Versuchsergebnisse für Besorgnis. 1831 berichtete John Dalrymple (1803-1852) seinen Kollegen in der Royal Humane Society über Leroys Experimente [21, 262] und empfahl hierbei zur künstlichen Beatmung eine Kompressionsmethode in Rückenlage die Leroys Kompressionsgürtel[47] entsprach [21, 262, 311, 373]. In der Folge nahm die Humane Society von der Überdruckbeatmung mittels Blasebalg, die von ihr ja seit 1782 offiziell empfohlen wurde, wieder Abstand. Die Blasebalgbeatmung ereilte somit das gleiche Schicksal wie zuvor die Mund-zu-Mund Beatmung.

Maßgeblich für das Verlassen des Konzepts der Überdruckbeatmung waren allerdings nicht nur die Experimente von Leroy, sondern offenbar auch die Ansichten des damaligen Präsidenten der Royal Humane Society Benjamin Brodie (1783-1862) [263]. Dieser gab im Jahr 1821 drei „lectures on asphyxia", welche auf 10 Jahre zuvor von ihm durchgeführten Experimenten basierten [263]. In diesen Lectures stellte er fest, dass es nur selten Ertrinkungsfälle gäbe, in denen sich eine künstliche Beatmung als nützlich erwiesen hätte. Zur Begründung wies er darauf hin, dass es bereits 2 bis 3 Minuten nach Sistieren der Atmung zum Herzstillstand käme, der durch alleinige Beatmung nicht zu therapieren wäre. Eine Beatmung wäre also nur in der kurzen Zeitspanne sinnvoll, in der das Herz noch schlägt[48]. Hierbei wies Brodie auf den Zeitverlust hin, der durch das Herbeischaffen eines geeigneten Beatmungsgerätes entstünde und fügte hinzu, dass sich die Fälle in denen das Herz noch schlüge meistens von selbst erholten [21, 263, 351]. Aufgrund der Erkenntnisse von Leroy und Brodie wurde die Überdruckbeatmung per Blasebalg ab 1837 endgültig aus der Liste der durch die Humane Society empfohlenen Maßnahmen gestrichen[49] [21, 263, 351, 373].

---

[47] Auch in Deutschland kam diese Kompressionsmethode zur künstlichen Beatmung in Mode. So empfahl Christoph Wilhelm Hufeland, Professor an der Universität Berlin, in seinem medizinischem Standartwerk „Enchiridion Medicum oder Anleitung zur medizinischen Praxis" von 1836 (2. Auflage) eine künstliche Beatmung durch die Kompression mit einem um die Brust gelegten Handtuch: *„[…] am besten, wenn man durch Umlegen eines Handtuchs um die Brust und abwechselndes Anziehen und Nachlassen desselben ein künstliches Athemholen erzeugt*" [253, 335]. Zeitgleich befürwortete er allerdings auch die Mund-zu-Mund Beatmung und die Beatmung per „*Gorcy'schen*" Blasebalg mit reiner (also nicht ausgeatmeter) oder „*oxygenirter*" Luft [253, 335].

[48] Sollte allerdings eine Beatmung vonnöten sein so zog Brodie bemerkenswerterweise letztlich die Überdruckbeatmung den später aufkommenden manuellen Methoden nach Hall oder Silvester vor [263].

[49] In Frankreich war die Insufflationsbeatmung ab 1835 aus den offiziellen Instruktionen verschwunden [21].

III.1.4 Die manuellen Methoden

Anstelle einer Überdruckbeatmung wurde von der Humane Society ab 1833 bis zur Einführung der manuellen Methode nach Silvester im Jahr 1861 die Kompressionsmethode mit der Bandage Dalrymples favorisiert[50] [21, 262, 373]. Zwischen 1830[51] und 1855 wurden von der Humane Society primär Erwärmung und dann Reibung als wiederbelebende Maßnahmen empfohlen [21, 263, 264, 373]. Eine suffiziente Ventilation, vielleicht sogar noch als erste, dringlichste Maßnahme, tauchte in den Empfehlungen tatsächlich gar nicht mehr auf.

Marshall Hall (1856)

Dieser Umstand wurde 1856 scharf von Marshall Hall (1790-1857), einem Mitglied der Royal Society, kritisiert, als er nach einem längeren Aufenthalt in Europa und Amerika nach England zurückkehrte und von den neuen Empfehlungen der Royal Humane Society erfuhr [21, 28, 262, 373]. Hall war überzeugt von der Wichtigkeit der künstlichen Beatmung [21, 28, 373] – hierbei stand er der Meinung Brodies entgegen – und wies auf die Notwendigkeit der unverzüglichen Beatmung im Falle einer Asphyxie hin [28, 373]. Hierin kritisierte er die Humane Society, die in ihren Empfehlungen erst den Transport zum nächstgelegenen Haus vorsah, um dann mit der Erwärmung des Patienten zu beginnen [28, 225]. Hall betonte, dass die Zeitverzögerung durch diese Maßnahmen die Überlebenschancen des Patienten verschlechterten: „*[…] loss of time necessary for this purpose is – loss of life!*“ [28, 225]. Auch Hall stand unter dem Eindruck der Gefahren der künstlichen Beatmung per Blasebalg, die Leroy anhand seiner Experimente gezeigt hatte [21, 262] und führte eigene Experimente an Leichen bezüglich der optimalen Beatmungstechnik durch [21, 262]. Dabei machte er, wie bereits Edmund Goodwyn (1756-1829)

[50] Laut Arthur Keith (1866-1955) war der Gebrauch der Dalrympleschen Bandage allerdings nur selten in den Aufzeichnungen der Humane Society zu finden [21, 262].

[51] Die Jahresangaben differieren je nach Autor. I. Bartels zitiert A. Keith, der in seinem ersten Teil der Lectures den Zeitraum zwischen 1830 und 1855 angibt, in dem die künstliche Beatmung „*secondary measure*“ war [263]. Im gleichen Bericht gibt er an, dass der Blasebalg ab 1837 nicht mehr von der Humane Society empfohlen wurde, zitiert von I. Bartels, G. Sternbach und R. Trubuhovich [21, 263, 351, 373]. Im letzten Teil seiner Lectures gibt A. Keith in einer Tabelle die Zeit von 1832 bis 1851 an, in der nur mit Erwärmung und Reibung behandelt wurde [264]. Allerdings scheint dieser Zeitraum durch die ebenfalls in der Tabelle verzeichneten Wiederbelebungsraten gewählt worden zu sein. Andererseits gibt auch R. Trubuhovich das Datum 1832 als Ende der Befürwortung der Blasebalg-Beatmung bei der Humane Society an [373].

1783 [262, 371, 373], die Entdeckung, dass die Zunge in Rückenlage zurückfiel und die Atemwege, also die freie Passage durch die Glottis, blockierte[52] [21, 262, 373]. In Bauchlage dagegen fiele die Zunge nach vorn und gäbe die Glottis frei [21, 28, 226, 262]. Auf der Grundlage seiner Experimente stellte Hall eine neue Methode der künstlichen Beatmung vor. Er nannte seine Beatmungsmethode „method of postural respiration“, ein befreundeter Kollege schlug allerdings den Bezeichnung „ready method“ vor, die verdeutlichen sollte, dass sie jederzeit an jedem Ort ohne Hilfe von Apparaten ausführbar wäre [21, 28, 227, 262]. Wie zuvor bei Leroy und Dalrymple mit ihrem Kompressionsgürtel erwirkte auch Hall eine Exspiration durch Kompression des Thorax mit nachfolgender Inspiration hervorgerufen durch die Elastizität der Thoraxwand [262].



Abb. 11: Methode nach Hall. Inspiration. [262]



Abb. 12: Methode nach Hall. Exspiration. [262]

Halls in den Abbildungen 11 und 12 dargestellte Methode begann mit dem Verbringen des Patienten in die Bauchlage, was die Atemwege von Flüssigkeit und einer zurückgefallenen Zunge befreien sollte. Durch das Eigengewicht des Körpers würden Thorax und Abdomen komprimiert und dadurch eine Ausatmung stattfinden. Das anschließende Drehen des Körpers in die Seitenlage würde den Druck von Thorax und Abdomen nehmen und dadurch eine Einatmung hervorrufen. Unterstützt wurde die Ausatmung durch zusätzlichen Druck auf Wirbelsäule und Rippenbögen in Bauchlage. Die Drehung in die Seitenlage erfolgte durch Zug an der Schulter, wodurch sich die Rippenbögen aufrichten und damit der Thorax erweitern sollte. Würde die Prozedur 16 Mal in der Minute

[52] Marshall Hall entdeckte also das Problem des verlegten Atemwegs wieder, ein Umstand dem zuvor wenig Beachtung geschenkt worden war, mit der Ausnahme von Edmund Goodwyn 1783 und Anthony Fothergill (1737-1813) 1794 [262, 263, 371, 373]. Sicherlich war die Atemwegsverlegung auch zuvor im 18. Jahrhundert für die eher bescheidenen Erfolgsraten bei der Blasebalgbeatmung mitverantwortlich. Ab dem 19. Jahrhundert wurde die Problematik der Atemwegssicherung zu einem Interessenschwerpunkt bei der Beschäftigung mit künstlicher Beatmung und geriet seitdem auch nicht mehr aus dem Blickfeld des Interesses.

durchgeführt, so wäre damit eine ausreichende Ventilation zu erzielen [21, 28, 225, 262, 373]. Es wird vermutet, dass Halls scharfe Kritik an den damaligen Empfehlungen der Humane Society dazu führte, dass seine eigene „ready method“ nicht von dieser unterstützt wurde [28, 378]. Allerdings übernahm die National Lifeboat Institution seine Methode und auch der „Lancet“ befürwortete sie [28, 379].

Henry Silvester (1857)

Angeregt durch Halls neue Form der Beatmung, begann sich auch ein junger Arzt namens Henry Robert Silvester (1828-1908) mit der künstlichen Beatmung zu beschäftigen. Er führte Untersuchungen an frischen menschlichen Leichen durch, bei denen er eine flüssigkeitsgefüllte Glasröhre in die Luftröhre einführte, um anhand der Bewegung der Flüssigkeitssäule auf die durch die jeweilige Beatmungsmethode bewegte Luft schließen zu können[53]. Mit dieser Versuchsanordnung testete er Halls und seine eigene Beatmungsmethode [29, 340]. Gegen Halls Beatmungsmethode erhob er darauf folgend einige Einwände: Er kritisierte, dass die Exspiration der Inspiration vorausginge. Außerdem erfolgte die Inspiration nur passiv, was sich in einem zu geringen Respirationsvolumen äußerte, ersichtlich an den nur geringen Bewegungen der Flüssigkeitssäule. Weiterhin kritisierte er die Bauchlage, die zu Gesichtsquetschungen und durch den Kompressionsdruck auch zur Aspiration von Mageninhalt führen könnte. Außerdem wäre die Methode Halls körperlich recht anstrengend und bei der Inspirationsdrehung in die Seitenlage könnte die Zunge zurückfallen und die Atemwege verlegen. Vor allem kritisierte er jedoch den „unphysiologischen“ Aspekt von Halls „ready method“: „*This process is not entirely in harmony with that of nature. It is not the way in which we generally breathe*.“ [21, 340].
Im Jahre 1857 veröffentlichte er seine Methode der Beatmung, die „physiological method“ [21, 341] oder auch „natural method“ [29, 340, 342]. Silvester sah seine Methode im Vorteil, da sie die natürliche Atmung imitierte: „*The new method […] is a simple imitation of natural deep respiration, and is effected by means of the same muscles as are employed by nature in that process. In ordinary deep inspiration we lift the ribs and sternum by pectoral and other muscles which pass*

[53] Das Spirometer war zu dieser Zeit noch nicht erfunden.

between the chest and the shoulders, and thus produce the threatened vacuum which inflates the lungs. In my method we lift the ribs and sternum by the pectoral and other muscles which pass from the shoulder to the parities of the thorax, by steadily extending the arms up by the side of the patient's head; by elevating the ribs the cavity of the chest is enlarged, a tendency to a vacuum is produced, and a rush of air immediately takes place into the lungs. Expiration is brought about by simple compression of the side of the chest by the patient's arms […] The arms of the patient are to be used by the operator as handles to open and close the chest." [29, 340].

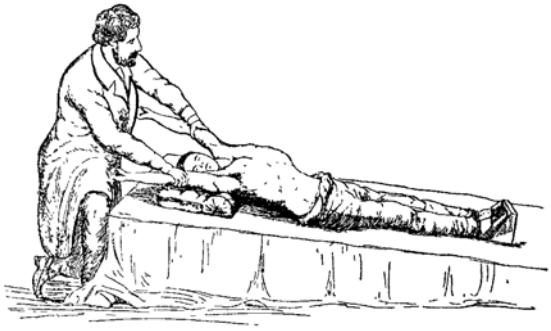


Abb. 13: Silvesters Methode. Einatmung. [262]



Abb. 14: Silvesters Methode. Ausatmung. [262]

Der Ablauf der „physiological method" nach Silvester wird in den Abbildungen 13 und 14 verdeutlicht. Im Gegensatz zu Hall positionierte Silvester den Patienten in Rückenlage, wobei eine zwischen die Schulterblätter gelegte Kleiderrolle den oberen Rücken und Halsbereich streckte. Eine Verlegung der Atemwege verhinderte Silvester durch Herausziehen der Zunge, die zwischen die Zahnreihen geklemmt oder dort mit einem Taschentuch fixiert wurde. Der Beatmende, der hinter dem Patienten stand, überstreckte die Arme des Patienten in den Schultergelenken parallel zur Körperachse bis hinter den Kopf. Die mit dem Brustkorb in Verbindung stehende Muskulatur zog hierbei die Rippen nach oben und richtete sie auf, was zu einer Erweiterung des Brustkorbes und nachfolgend durch die Zunahme des negativen Drucks in selbigem zu einer Inspiration führte. Danach wurden die Arme an den Thorax herangeführt und kräftig an die seitliche Brustwand oder die Vorderseite der Thoraxwand gedrückt, wodurch eine Ausatmung erfolgte. Dieses Procedere war 15 Mal in der Minute durchzuführen[54] [21, 29, 262, 340].

[54] Silvester beschreibt diesen Bewegungsablauf wie folgt: „*1. To adjust the patient's position. Place the patient on his back, with the shoulders raised and supported on a folded article of dress. 2. To maintain a*

Mit der Veröffentlichung von Silvesters Methode hatte der Wettstreit um die beste manuelle Beatmungsmethode begonnen [21], der bis zum Ende der offiziellen Unterstützung dieser manuellen Methoden in der Mitte des 20. Jahrhunderts nicht entschieden wurde[55]. Die Ärzteschaft und die Rettungsdienste spalteten sich in Anhänger der Methode Halls und der Methode nach Silvester [29]. Um Klarheit über die Effektivität der Methoden zu erlangen setzte die Royal Medical and Chirurgical Society of London eine Untersuchungskommission ein [21, 29, 262]. Dieses „first Resuscitation Committee" ermittelte in Experimenten an Leichen ein Atemzugvolumen von 70 bis 240 ccm für Halls Methode und ein Atemzugvolumen von 300 bis 500 ccm für Silvesters Methode [21, 262]. In ihrem Bericht von 1862 gab sie somit der „natural method" von Henry Silvester den Vorzug [21, 28, 29, 262]. Die Royal Humane Society nahm Silvesters Methode ab 1861 offiziell in ihre Empfehlungen auf [21, 28, 29, 262]. Von England aus verbreitete sich Silvesters Methode sehr schnell über Europa und Nordamerika [21, 29] und blieb bis hinein ins 20. Jahrhundert in Form einer ihrer über 100 Abwandlungen die Beatmungsmethode zur Wiederbelebung schlechthin [21, 373]. Zu den bekannteren Modifikationen der Methode Silvesters gehören die Methode von Filippo Pacini (1812-1883) aus Florenz von 1867, die Methode von W. B. Bain (Lebensdaten unbekannt), der Pacinis Methode 1868 nach England brachte und seinerseits leicht modifizierte [21, 262]. Über die Wirksamkeit dieser Modifikation sollte ein zweites „Resuscitation Committee" entscheiden [262]. Eine weitere vor allem in Deutschland bekannte Modifikation von Silvesters Methode ist die Methode nach Anton Brosch (Lebensdaten unbekannt) von 1897, auch Brosch-Silvester genannt [21, 262].

---

free entrance of air into the windpipe. Draw forward the patient's tongue and keep it projecting beyond the lips. If the lower jaw be gently raised the teeth may be made to hold the tongue in the required position. Should it be found necessary, the tongue may be so retained by passing a handkerchief under the chin and fastening it over the head. 3. To imitate the movements of respiration. Raise the patient's arms upwards by the sides of his head, and then extend them gently and steadily upwards and forwards for a few moments. (This action enlarges the capacity of the chest by elevating the ribs, and induces inspiration.) Next, turn down the patient's arms and press them gently and firmly for a few moments against the sides of the chest. (This action diminishes the cavity of the thorax, and produces a forcible expiration.) Repeat these measures alternately, deliberately and perseveringly 15 times in a minute." [21, 29, 340].

[55] Dies zeigt auch, wie wenig sich die weit über hundert manuellen Methoden vor allem hinsichtlich ihrer Effektivität, aber auch ihrer Erlernbarkeit und Durchführbarkeit, voneinander unterschieden. Und es verdeutlicht auch, wie wenig befriedigend die einzelnen manuellen Methoden in ihrem Erfolg bei der praktischen Anwendung in Notfallsituationen waren, denn auch die jeweils aktuellste Methode war in ihrer Ventilationsleistung letztendlich nicht ausreichend und der später wieder eingeführten Überdruckbeatmung hierin unterlegen.

Benjamin Howard (1869)

1869 veröffentlichte der New Yorker Arzt Benjamin Howard (1836-1900) eine neue manuelle Methode, „the direct method“ [21, 25, 243, 262]. Er hatte zuvor die New Yorker Polizei die Methoden von Hall und Silvester gelehrt und festgestellt, dass diese Methoden zu kompliziert waren, um vom (damals üblichen) Laienretter wirklich verstanden und korrekt ausgeführt zu werden. Außerdem waren beide Methoden in seinen Augen zu kräftezehrend [21, 25, 262]. Howards Ziel war es, eine Methode zu entwickeln, die einfach und effektiv war [262], „*so simple that a Harbour policeman, after a single lesson, has done it as well as I or any other always distant physician could do it.*“ [25].



Abb. 15: Methode nach Howard. Reinigung der Atemwege. [243]

Howards in den Abbildungen 15 und 16 dargestellte Methode kombiniert Elemente der zuvor von ihm gelehrten Methoden von Hall und Silvester. Zuerst erfolgte eine Reinigung der Luftwege, ähnlich der Halls, indem der Patient bäuchlings auf eine Kleiderrolle in Höhe des Epigastriums gedreht wurde. Auf diesen Bereich übte der Retter dann mehrfach Druck aus, um Wasser aus Magen und Lungen zu pressen. Anschließend wurde der Patient in Rückenlage gebracht, die Kleiderrolle kaudal der Schulterblätter positioniert, sodass das Epigastrium den höchsten Punkt des Körpers darstellte. Dann verschränkte der eine Helfer mit der linken Hand die Arme des Patienten hinter dessen Kopf und zog die Zunge des Patienten mit dem rechten Daumen und Zeigefinger aus dem rechten Mundwinkel heraus (in Abbildung 16 spiegelverkehrt

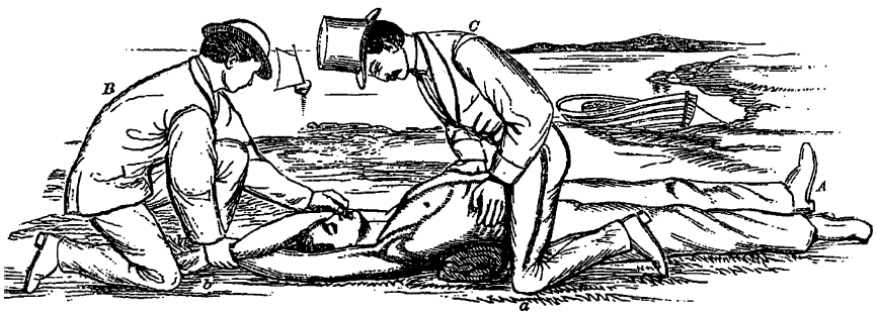


Abb. 16: Methode nach Howard. Beatmung. [243]

dargestellt). In dieser Position, die der maximalen Inspirationsstellung Silvesters entsprach, begann die eigentliche Beatmung. Dazu kniete der andere Helfer rittlings auf den Hüften des Patienten und legte seine nach außen gerichteten Hände mit den Fingern entlang dem Verlauf der untersten Zwischenrippenräume. Dann stützte sich der Helfer mit den Ellenbogen am eigenen Rumpf ab, lehnte sich mit seinem Körpergewicht auf den Patienten, zählte bis drei und stieß sich ruckartig vom Patienten ab, um wieder in die Ausgangsposition zu gelangen. Anschließend wurde bis zwei gezählt, dann erfolgte der Druck auf die untere Thoraxapertur erneut. Dieser Ablauf sollte 8 bis 10 Mal in der Minute wiederholt werden [21, 25, 244, 262].

Howard sah die Vorteile seiner Methode in der Einfachheit des Bewegungsablaufs, der zudem wenig ermüdend wäre, da nur das eigene Körpergewicht eingesetzt wurde und zwischen den Kompressionen eine entspannte Ruheposition eingenommen wurde [21, 25, 244]. Arthur Keith bemerkte im zweiten Teil seiner Hunterian Lectures außerdem, dass durch die Kompression der unteren Rippenbögen das beim Ertrinken in Leber und Milz gestaute Blut durch das rechte Herz hindurch in den Lungenkreislauf und in das linke Herz gedrückt würde. Er war sich allerdings nicht sicher, ob dieser Umstand das rechte Herz unterstützen oder eher überlasten würde [262].

Es wurden aber auch Nachteile in Howards Methode gesehen. So wurde befürchtet, dass die Kompression der schon gestauten Leber zu einer Ruptur derselben führen könnte [262]. Howard selbst schaffte es, während einer Demonstration seiner Methode in Dublin einem Kollegen, der sich für die Demonstration zur Verfügung gestellt hatte, die Rippen zu brechen [25]. Auch Howards Methode wurde in London im Rahmen eines „third resuscitation committee“ geprüft. Es wurden allerdings keine Vorteile gegenüber Silvesters Methode gesehen, sodass Silvesters Methode beibehalten wurde [262].

Wie weit die Protagonisten der manuellen Methoden in ihrem Ringen um die optimale Beatmungsform von den heutigen physiologischen Erkenntnissen entfernt waren, zeigt die Methode des Professors für Geburtshilfe Bernhard Sigmund Schultze (1827-1919) von 1871 [21, 262]. Zur Beatmung hielt Schultze, der für diese Prozedur aufstand, das leblose Kind frei hängend an den Schultern. Durch diese der Inspiration dienenden Position sollte es über den Muskelzug der Schultern zu einer Aufrichtung der Rippenbögen und somit einer Expansion des

Thorax kommen, unterstützt durch das Tiefertreten der intraabdominellen Organe, was zu einer Verlagerung des Zwerchfells führen würde. Anschließend schwang Schultze die Beine des Kindes nach oben, sodass der Körper im Becken einknickte und einen spitzen Winkel bildete. Dadurch sollten Abdomen und Thorax komprimiert und somit eine Exspiration erzielt werden [21, 262]. Schultze hielt seine Methode sowohl der Mund-zu-Mund oder Mund-zu-Nase Beatmung als auch der Wechseldruckbeatmung durch Beatmungsapparate mit Saug- und Druckphase für überlegen, da seine Methode eine positive Kreislaufbeeinflussung zeigte, während Über- und Wechseldruckbeatmungen eher kreislaufdepressiv wirkten [21].

Edward (Sharpey-)Schäfer (1904)

Welche der vielen manuellen Methoden die besten (Ventilations-) Ergebnisse erzielte wurde weiterhin und über Jahrzehnte kontrovers diskutiert. Um die gängigsten Methoden einem Vergleich zu unterziehen, setzte die Royal Medical and Chirurgical Society of London 1889 ein viertes „Resuscitation Committee“ ein, welches die Ergebnisse seiner Untersuchungen 1903 vorstellte [21, 264]. Der Physiologe Edward Albert Schäfer[56] (1850-1935), Mitglied dieser Kommission, zuletzt ihr Vorsitzender, führte für diese Untersuchungen ein neues Verfahren ein [21, 264]. Statt an frischen Leichen zu experimentieren, führte Schäfer seine Versuche an lebenden, wachen Personen durch, die durch Hyperventilation apnoisch sein sollten [21, 264]. Dann wurden die einzelnen manuellen Methoden ausgeführt, denen sich die Versuchspersonen völlig passiv hingeben sollten. Dabei kam Schäfer zu dem Ergebnis, dass Silvesters Methode, bis dato die Methode der Wahl bei der Royal Humane Society, die geringste Ventilation erzielte. Mit Halls Methode erzielte er bessere Ergebnisse und Howards Methode ergab von den dreien die größte Ventilation, barg laut Schäfer aber die Gefahr

[56] Der deutschstämmige Edward Albert Schäfer, Sohn eines nach Großbritannien emigrierten Hamburger Kaufmanns, wurde am 02.06.1850 in Hornsey, Middlesex geboren. Nach seinem Medizinstudium am Univesity College London von 1868 bis 1874, wo er vom schottischen Anatomen und Physiologen William Sharpey (1802-1880) unterrichtet wurde, nahm er eine Anstellung als Assistant Professor of Practical Physiology in London an. Von 1899 bis 1933 leitete er das Physiologische Institut der Universität Edinburgh. In dieser Zeit wurde ihm unter anderem die Namensgebung des „Insulins“ zugeschrieben. Ab 1918 intergrierte Schäfer den Nachnamen seines Mentors William Sharpey und nannte sich fortan Sharpey-Schafer: Auf diese Weise wollte er anti-deutschen Ressentiments vorbeugen, die zu dieser Zeit in Großbritannien vorherrschten. Schäfer starb am 29.03.1935 in North Berwick, Schottland.

einer Leberruptur[57]. Nur Schäfers eigene Methode, genannt „prone pressure method“ schnitt noch besser ab [21]. Mit ihr erreichte Schäfer ein Atemvolumen von 300 bis 400 ccm [264].



Abb. 17: Methode nach Schäfer. Inspiration. [264]

Hierzu kniete der Helfer rittlings über dem auf dem Bauch liegenden Patienten und legte seine Hände auf die unteren drei Rippen (siehe Abb. 17 und 18). Mit dem eigenen Körpergewicht wurde durch die Kompression des Thorax und der Oberbauchorgane eine Exspiration erzielt. Die Inspiration erfolgte auch hier durch die Rückstellkräfte der Thoraxwand bei nachlassender Kompression [21, 264].

Diese neue Art der Untersuchung einer Beatmungsmethode an wachen, durch Hyperventilation scheinbar apnoisch gemachten, Versuchspersonen fand nicht nur Befürworter. Arthur Keith, selbst Mitglied des fünften „Resuscitation Committee“, kritisierte Schäfers neue Untersuchungstechnik [264]. Hauptkritikpunkt war der unterschiedliche Muskeltonus bei den lebenden Versuchspersonen und „echten“ Ertrunkenen. Während die Muskulatur der Scheintoten völlig erschlafft war, konnten die Versuchpersonen ihren intakten Muskeltonus, vor allem im Bereich der Atemmuskulatur und der Eingeweide, nicht kontrollieren. In einer Studie an zehn Lebenden und fünf Leichen konnte Keith zeigen, dass der Thorax bei den Leichen in Bauchlage mehr zusammensackte und insgesamt eine geringere Elastizität aufwies als bei den lebenden Versuchspersonen, wodurch der Ventilationseffekt beim Lebenden ungleich höher war als bei dem echten Zielobjekt [264]. Es kam also schon allein durch die unterschiedliche Mechanik zu einer Verfälschung der gesamten Versuchsreihe Schäfers, von möglicher Mitarbeit der Probanden bei

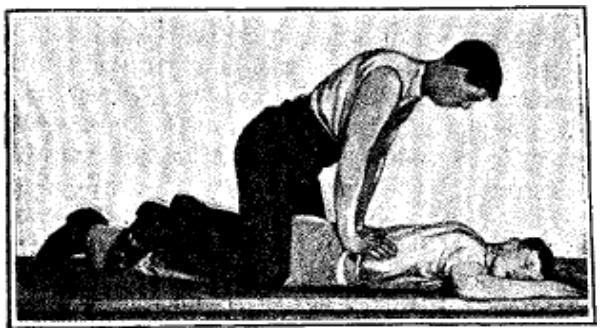


Abb. 18: Methode nach Schäfer. Exspiration. [264]

[57] Arthur Keith erwähnte im letzten Teil seiner Hunterian Lectures, dass ihm keine Fälle einer Leberruptur zu Ohren gekommen wären. Außerdem hielte er die Gefahr einer solchen Ruptur bei der Methode von Schäfer, die sich einer ähnlichen Kompression bediente wie die Methode von Howard, für ungleich größer [264].

bevorzugten Methoden oder Sperren gegen die unangenehmeren Methoden einmal abgesehen. Deshalb bat Keith die Helfer in den Rettungsstationen, über die im Zusammenhang mit der jeweiligen manuellen Methode erzielten Ventilationsvolumina genau Buch zu führen [264], um so auch Daten aus der Rettungspraxis zur Beurteilung der einzelnen Beatmungsmethoden zur Verfügung zu haben. Zu diesem Zweck empfahl er das „air meter“ von Professor Nathan Zuntz (1847-1920), dass eine solche Messung ohne Behinderung der Beatmung erlaubte [264]. Arthur Keith ging trotz seiner Untersuchungsergebnisse davon aus, dass Schäfers Methode auch bei Scheintoten eine ausreichende Ventilation hervorrufen würde und empfahl sie daher. So empfahl das fünfte „Resuscitation Committee“ 1908[58], dem Keith als Mitglied angehörte, die Methode von Schäfer vor den Methoden von Hall und Silvester. Um seine persönliche Meinung gebeten, erklärte Arthur Keith allerdings, dass er bei korrekter Ausführung die Methode von Silvester der von Schäfer vorziehen würde [264]. Davon abgesehen offenbarte sich Keith trotz aller Polemik um die zu seiner Zeit modernen manuellen Beatmungsverfahren als Anhänger der Überdruckbeatmung, genauer gesagt der Mund-zu-Mund Beatmung. Denn im Falle einer Asphyxie durch Ertrinken wäre der Körper auf das Zuführen von Luft angewiesen und nicht auf die vermeintlichen Kreislaufeffekte der manuellen Methoden, deren Kreislauf unterstützende Wirkung zudem nach damaligem Wissensstand eher zweifelhaft war. Zudem könnte bei der Mund-zu-Mund Beatmung jeglicher Erfolg sofort am Heben des Brustkorbs kontrolliert werden, während die korrekte Durchführung der manuellen Methoden, vor allem in Bauchlage, kaum kontrolliert werden könnte [264].

Apparative Ansätze zur Vereinfachung der manuellen Methoden

Zu Beginn des 20. Jahrhunderts war der Wettstreit um die „beste“ manuelle Beatmungsmethode in vollem Gang, wobei vor allem die Größe des Luftwechsels (Atemzugvolumen), die Sicherung des Luftwegs, mögliche Komplikationen, sowie die einfache Durchführbarkeit der jeweiligen Methode als wesentliche Beurteilungskriterien herangezogen wurden.

[58] Auch hier zeigt sich wieder die Uneinigkeit über die optimale manuelle Beatmungsmethode. So hatte die Royal Live-Saving Society um 1908 die Methode von Schäfer übernommen, während die Royal Humane Society weiterhin Silvesters Methode verwendete und die National Lifeboat Institution der Reihenfolge nach die Methode von Hall und die Methode von Silvester empfahl [264].

Dieses letztgenannte Kriterium bezog sich insbesondere auf eine unkomplizierte, gerade auch für Laien leicht verständliche Bewegungsabfolge, die möglichst ohne großen Kraftaufwand erfolgen sollte, um eine Wiederbelebung, wie damals gefordert, gegebenenfalls auch stundenlang durchführen zu können. Auch die Anzahl der benötigten Helfer spielte in der Betrachtung der Güte einer manuellen Methode eine wichtige Rolle.

Um die manuelle Beatmung nach der Methode von Henry Silvester in Bezug auf diese eben genannten Kriterien zu erleichtern, entwickelte der schwedische Arzt Karl Anton Fries (Lebensdaten unbekannt), aus der Physiologischen Abteilung des Karolinischen Instituts bei Stockholm, eine Apparatur, die den Bewegungsablauf der Silvesterschen Methode[59] imitierte [170]. Fries meldete seinen Apparat am 15. Juli 1911 unter der Bezeichnung „Apparatus for producing artificial Respiration“ in den Vereinigten Staaten zum Patent an. Die Ausgabe der Patentschrift mit der Nummer 1057633 erfolgte am 01. April 1913 [171]. Im Jahre 1912 stellte Fries den „Apparatus for producing artificial Respiration“, noch ohne weitere Bezeichnung, in der Deutschen Medizinischen Wochenschrift dem Fachpublikum vor. Später, ab ca. 1913, wurde er von der Berliner Inhabad GmbH unter dem Namen „Wiederbeleber Inhabad nach Dr. Fries“ vertrieben [386, 409].

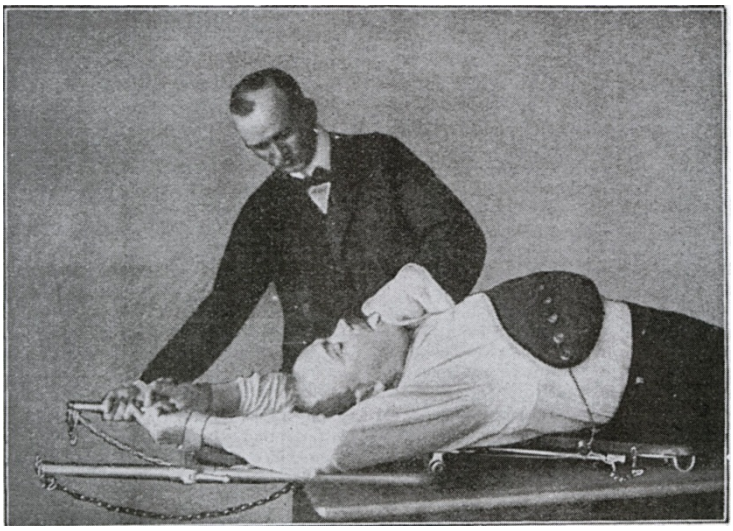


Abb. 19: Wiederbeleber Inhabad, Inspirationsstellung [170]

Die Bedienungsweise des Apparats nach Fries ist in den Abbildungen 19 und 20 dargestellt. Für die künstliche Beatmung nach dem Vorbild Silvesters wurde der Patient mit dem Oberkörper auf ein flach gegen die Horizontale geneigtes Holzbrett gelegt, wobei der Kopf auf einer Kopfstütze überstreckt zu liegen kam.

[59] Um 1912 wurde vom Komitee „zur Ausarbeitung von Regeln für die Behandlung scheinbar Ertrunkener“ der Schwedischen Ärztegesellschaft primär die Methode von Silvester befürwortet, wozu allerdings zwei Helfer nötig waren. Sollte nur ein einziger Helfer zugegen sein, so wurde diesem zur Ausübung der Methode nach Schäfer geraten. Fries selbst hatte Untersuchungen über die Ventilationsgrößen einzelner manueller Methoden angestellt und war zu dem Ergebnis gekommen, dass Silvesters Methode eine im Vergleich mit der Methode Schäfers bis zu drei Mal so große Ventilation ermöglichte. Diese Umstände gibt Karl Fries als Mitauslöser für seine Entwicklung einer apparativen Silvester-Methode an [170].

Die über den Kopf gestreckten Arme wurden in einem Rahmen aus Metallstangen an zwei verstellbaren Armhaltern an den Handgelenken mit den Handflächen nach oben festgeschnallt. Der Metallrahmen konnte um eine unter den Schultern des Patienten liegende Querachse auf und ab bewegt werden, wodurch die In- und Exspirationsbewegung der Silvesterschen Methode ausgeführt wurde. In der Exspirationsphase, also bei Bewegung der Arme Richtung Brust des Patienten, übte zeitgleich ein durch Umlenkrollen mit dem Gestänge verbundener Brust-Bauchgurt direkten Druck auf den Oberbauch und den Brustkorb aus und unterstützte somit die Ausatmung [44, 170, 171, 386]. Durch den Brustgurt sollte außerdem eine Herzmassage bewirkt werden, welche dann mit der empfohlenen Atemfrequenz von 16 pro Minute erfolgte [171, 386]. Die Beatmung mit dem „Wiederbeleber Inhabad“ konnte, im Gegensatz zu Silvesters Methode, von nur einer Person durchgeführt werden, die sich dazu seitlich des Patienten positionierte. Mit der einen Hand sollte dann die Hebelbewegung zur künstlichen Beatmung erfolgen, während mit der anderen Hand die Zunge hervorgeholt und zum Beispiel mit einem Taschentuch fixiert wurde, um eine Verlegung des Luftwegs zu verhindern [170, 171].

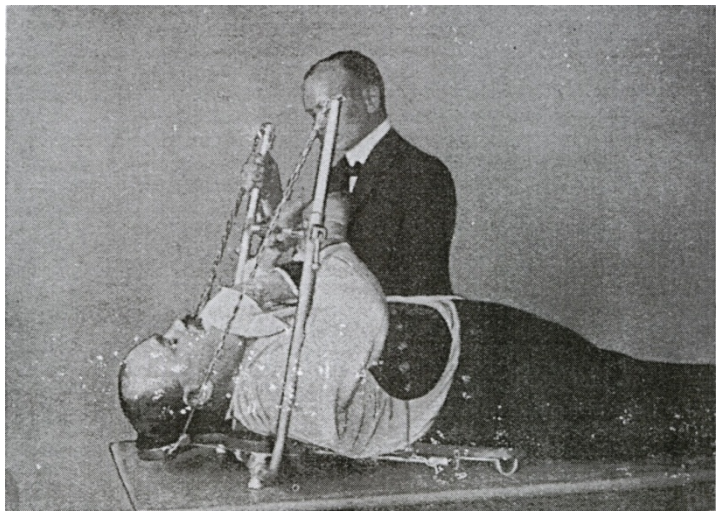


Abb. 20: Wiederbeleber Inhabad, Exspirationsstellung [170]

Um der Forderung vieler Mediziner nach einer Sauerstoffapplikation während der Wiederbelebung nachzukommen, stellte die Inhabad GmbH ein sogenanntes „Kombinationsmodell nach Bergassessor Woltersdorf“ vor, welches die gleichzeitige Sauerstoffinhalation aus einer Druckgasflasche ermöglichte [44, 409]. Durch ein Ventil, das mit der drehbaren Hebelvorrichtung der Arme verbunden war, wurde der Sauerstoff nur während der Inspirationsphase mit dem dabei entstehenden Sog eingeatmet. Während der Exspiration blieb das Ventil geschlossen, wobei sich der weiterhin ausströmende Sauerstoff in einem Vorratsbeutel sammelte [44, 409].

Auch Fries beanspruchte für seine apparative Variante einer Manuellen Methode die Vorteile der einfachen und ermüdungsfreien Durchführung, zumal sein Apparat, nach korrekter Positionierung des Patienten, den richtigen Bewegungsablauf der Silvesterschen Methode bereits vorgab und dem Beatmenden das anstrengende Festhalten der Arme abnahm [170]. Somit war es möglich, verunglückte Personen über einen deutlich längeren Zeitraum zu beatmen, was wiederum die Erfolgsaussichten verbesserte [44]. Auch eine schnelle Einsatzbereitschaft innerhalb von 30 bis 40 Sekunden hielt Fries für möglich [170]. Als weiteren Vorteil sah Fries das gegenüber der normalen Methode nach Silvester deutlich erhöhte Ventilationsvolumen an, eine Behauptung, die durch vergleichende Untersuchungen von Göran Liljestrand (1886-1968) gestützt wurde, der seinerzeit ebenfalls in der Physiologischen Abteilung des Karolinischen Instituts arbeitete [170]. Später wurde durch die vertreibende Inhabad GmbH vor allem die „physiologische“ Arbeitsweise des Wiederbelebers herausgestellt, gerade in Hinblick auf die zu der Zeit auf dem Markt befindlichen Konkurrenzprodukte „Pulmotor“ und „Brat-Apparat“, die sich der Überdruckbeatmung bedienten. Insbesondere wurde hierbei auf eine Erleichterung der Herzarbeit[60] während der Inspirationsphase durch den sich ausdehnenden Brustkorb und den dadurch entstehenden intrathorakalen Unterdruck hingewiesen und einer kardiodepressiven Wirkung durch die Überdruckbeatmung gegenübergestellt, die durch eine Verringerung der Vorlast und gleichzeitig verschlechterte diastolische Füllung des Herzens verursacht werden sollte [409].

Das Einsatzgebiet seines Apparats für künstliche Atmung sah Karl Fries breit gefächert überall dort wo ein Ertrinkungsunfall stattfinden konnte, namentlich auf Schiffen, am Kai, in Rettungs- und Lotsenstationen und in Badeanstalten. Aber auch in Krankenhäusern und in der Nähe von Hochspannungsanlagen sollte sein Wiederbelebungsgerät stationiert werden [170].

Die bis dato beschriebenen manuellen Methoden nach Hall, Silvester, Howard und Schäfer basierten nicht zuletzt auf einer Elastizität des Thorax und dessen Fähigkeit, nach Kompression oder Ausdehnung seine ursprüngliche Form wieder

[60] Das Argument einer Verringerung der Herzarbeit wird in aktuellen Studien wieder verwendet, um die Vorteile von einer Unterdruckbeatmung, mittels Cuirass-Respiratoren auf den Thorax appliziert, darzustellen [60].

anzunehmen. Einen völlig anderen Ansatz wählte der englische Pädiater Frank Eve (1871-1952) in seiner Publikation aus dem Lancet von 1932 [26, 163]. Eve hielt die Zwerchfellbewegung für den wichtigsten Teil einer künstlichen Beatmung.

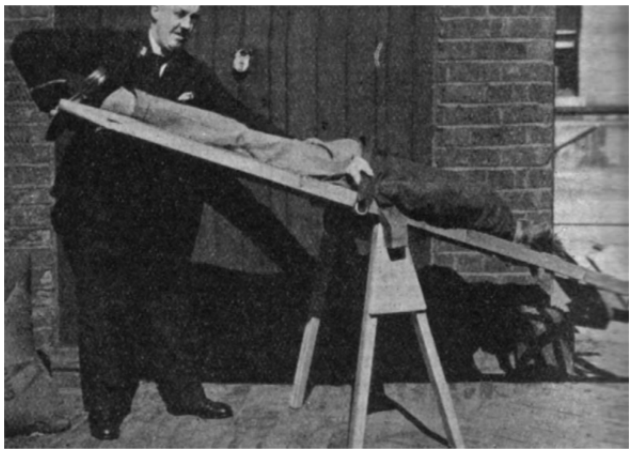


Abb. 21: Demonstration der „rocking method“ [163]

Gerade beim alten Menschen, aber auch im Ertrinkungsunfall, nähmen die Elastizität und die Rückstellkräfte des Thorax drastisch ab. Eve sah daher den Thorax als Zylinder an, in dem es durch die Bewegungen des Zwerchfells zu Volumenverschiebungen wie in einer Luftpumpe kam [26, 163]. Auf diesen Überlegungen basierte seine in Abbildung 21 dargestellte „rocking method“, bei welcher der Patient bäuchlings auf eine Trage gelegt wurde, die ähnlich einer Wippe um ihren Mittelpunkt in Längsrichtung auf und ab geschwenkt werden konnte. Durch rhythmische Schaukelbewegungen sollte das Zwerchfell durch den Druck oder Zug der Eingeweide, hervorgerufen durch die Schwerkraft, auf und ab bewegt werden. In Röntgenuntersuchungen an sich und seinem Sohn konnte Eve eine Zwerchfellbewegung von 5 cm nachweisen, woraus er ein Atemvolumen von 1800 ccm errechnete [26, 163]. In späteren Untersuchungen von 1933, in denen er an gesunden Versuchspersonen seine Methode mit denen von Silvester und Schäfer verglich, erzielte er mit Silvesters Methode ein Atemvolumen von 200 ccm, mit Schäfers Methode 350 bis 550 ccm und mit seiner eigenen 450 bis 600 ccm [266]. Interessanterweise ergaben sich in einer Untersuchung an frischen Leichen, die Archer S. Gordon (1921-1994) 1951 durchführte, ein völlig anderes Bild. Hier führte nun Silvester mit 520 ccm Atemzugvolumen, gefolgt von Schäfer mit 185 ccm. Die Methode von Frank Eve erbrachte lediglich ein Atemvolumen von 225 ccm, was gerade mal der Hälfte des von Eve experimentell ermittelten Atemvolumens entsprach [26, 180]. Hier zeigt sich erneut die Fehlerhaftigkeit einer Durchführung von Beatmungsexperimenten an nicht relaxierten, wachen Versuchspersonen. Die durchweg zu hohen Atemvolumina in der Beatmung wacher Freiwilliger lassen sich zum einen durch Keiths schon genannte Überlegungen der abnehmenden Thoraxelastizität bei Leichen erklären [264]. Zum

anderen könnte hier ein Hinweis auf eine mögliche Mitarbeit der Versuchspersonen vorhanden sein, die ja weder narkotisiert noch relaxiert waren. Eve sah den Vorteil seiner „rocking method“ in einer ermüdungsfreien Durchführbarkeit [26, 163]. Außerdem wies er darauf hin, dass sein Apparat ohne Sauerstoff auskäme [26, 163], ein Vorteil gegenüber der ersten automatischen Beatmungsmaschine, dem Pulmotor der Firma Dräger. Der Pulmotor, der möglicherweise eine Konkurrenz für Eves „rocking method“ dargestellt haben könnte, verwendete nämlich Sauerstoff aus Druckflaschen als Antrieb. Eve war aber auch bewusst, dass seine Schaukeltrage nebst Gestell meistens zeitaufwändig herbeigeschafft werden musste. Zur Überbrückung empfahl er die Methode nach Schäfer [26, 162, 163]. Während des zweiten Weltkrieges entwickelte Eve in Zusammenarbeit mit der Royal Navy eine Möglichkeit, seine Trage über eine an den Hängemattenhaken der Matrosen befestigte Seilvorrichtung zu kippen. Während des Transportes eines Ertrunkenen mit dem Schlauchboot von der Unfallstelle zum Schiff, sollte der Patient von zwei Matrosen geschaukelt werden, welche sich an den Unterarmen festhielten, worauf dann der Patient gelegt wurde [26, 162]. Hierdurch sollte eine Beatmung durch Schaukeln kurzfristig auch ohne Eves Schaukeltrage ermöglicht werden. Eves Beatmungstechnik wurde von der Royal Navy während des zweiten Weltkrieges offiziell übernommen und empfohlen [26, 162].

III.1.5 Die beginnende Renaissance der Überdruckbeatmung

Nachdem die Überdruckbeatmung per Blasebalg im auslaufenden 18. Jahrhundert vielerorts verlassen wurde, dominierten die manuellen Beatmungstechniken das 19. Jahrhundert. Apparative Entwicklungen fanden sich nur vereinzelt. Trotzdem gab es in dieser Zeit einzelne Protagonisten einer apparativen Überdruck- oder Wechseldruckbeatmung.

John Snow (1841)

Hierzu gehörte der auch als Narkosepionier bekannte Londoner Chirurg John Snow (1813-1858) [339]. Dieser war in seiner chirurgischen Praxis vielfach

geburtshilflich tätig und wurde dabei häufig mit asphyktischen Neugeborenen konfrontiert [339, 344, 373]. Aus seiner praktischen Tätigkeit heraus und aufgrund eigener Tierversuche war auch Snow die Bedeutung einer frühestmöglichen künstlichen Beatmung im Falle einer Asphyxie bekannt [339, 373]. Die Mund-zu-Mund Beatmung wurde von ihm allerdings, aufgrund des damals postulierten hohen CO_2-Gehalts und dessen vermeintlicher Schädlichkeit, abgelehnt [339, 344, 373]. Dies galt auch für den einfachen Blasebalg, da auch Snow die Überblähung der Lungen fürchtete [339, 344, 373]. In einem Vortrag vor der Westminster Medical Society im Oktober 1841 stellte Snow einen Beatmungsapparat vor, eine Weiterentwicklung des bereits drei Jahre zuvor von einem „*Mr. Read [of Regent Circus]*" vor der Westminster Medical Society vorgestellten Beatmungsgeräts [344]. Dieser Apparat bestand laut Snow aus einer Kolbenluftpumpe, die über einen Tubus in den Mund eingeführt wurde und nach Zuhalten der Nasenlöcher einen Sog auf die Lungen ausübte, diese also quasi „leer saugte". Nach Freigabe der Nasenlöcher sollten die Rückstellkräfte der Thoraxwand zu einer Wiederausdehnung der Lungen mit nachfolgender Inspiration über die Nase führen [344]. Es handelte sich also gewissermaßen um eine Unterdruckbeatmung, womit ein zentrales Prinzip vieler manueller Beatmungsmethoden, die Inspiration durch die Rückstellkräfte des komprimierten Thorax, ad absurdum geführt wurde. Snows Apparat, der ebenfalls von Read (Lebensdaten unbekannt) hergestellt wurde, bestand aus zwei dem Lungenvolumen von Säuglingen angepassten Kolbenluftpumpen, die synchron bedient wurden und mit jeweils zwei Ventilen versehen waren. Eine Luftpumpe war über einen Tubus mit dem Mund verbunden, die zweite auf gleiche Weise mit einem der Nasenlöcher. Wurden die Kolben der Luftpumpen zeitgleich gehoben, so aspirierte die erste Pumpe Luft und Flüssigkeit aus den Lungen, während die zweite Umgebungsluft ansog. Durch Niederdrücken der Kolben gab die erste Pumpe die Lungenluft an die Umgebung ab, die zweite Pumpe dagegen drückte die Umgebungsluft in die Lungen hinein [344]. Das Prinzip dieses Apparats war also eine Wechseldruckbeatmung analog zum Doppelblasebalg von Hunter und Gorcy. Es ist allerdings unklar, ob Snow seinen Apparat selbst benutzte[61] [339, 344, 373].

[61] Abgesehen von seinem 1841 vorgestellten Beatmungsapparat favorisierte Snow die manuelle Methode nach Marshall Hall [339].

George Fell (1887) und Joseph O'Dwyer (1888)

Ende des 19. Jahrhunderts wurde das Konzept der Überdruckbeatmung in Notfallsituationen durch den amerikanischen Chirurgen George Edward Fell (1849–1918) aus Buffalo, New York, erneut aufgegriffen und im Sinne erster Langzeitbeatmungen als quasi intensivmedizinische Maßnahme weitergeführt. Nachdem Fell eigene Misserfolge bei der Verwendung der Methode nach Silvester im Rahmen von Opiumvergiftungen zu verzeichnen hatte, besann er sich auf die künstliche Beatmung mittels Blasebalg über eine Tracheotomie, eine Methode, die er schon bei Tierversuchen an narkotisierten Hunden erfolgreich angewandt hatte [370]. Am 23 Juli 1887 verwendete Fell erfolgreich seine Anordnung aus dem Tierlabor, um eine künstliche Beatmung an einem opiumintoxikierten Patienten durchzuführen [27, 164, 228, 370, 373]. Diese in Abbildung 22 dargestellte Beatmungsvorrichtung bestand aus einem mit dem Fuß zu betreibenden, sich selbst füllenden Blasebalg, der über einen Schlauch mit einer Tracheotomiekanüle verbunden war [370]. Zwischen Schlauch und Kanüle befand sich ein schweres Ventil, das umständlich per Hand bedient werden musste, um zwischen In- und Exspiration umzuschalten. Eine Spontanatmung des Patienten war aufgrund des geringen Innendurchmessers des Ventils kaum möglich [370]. Fell verwendete sein Beatmungskonzept der „forced respiration" [164, 370] erfolgreich in mehreren Fällen, wobei er seine Ausrüstung ständig verbesserte [370]. Dazu gehörten verbesserte Ventile, die auch eine Spontanatmung und damit die assistierte Beatmung des Patienten ermöglichten. Im Verlauf seiner Tätigkeit tendierte Fell zunehmend dazu, primär Gesichtsmasken anstelle der Tracheotomiekanülen zu verwenden (siehe Abb. 23) [27, 164, 370, 373], da diese „einfacher" zu handhaben waren und auch ohne

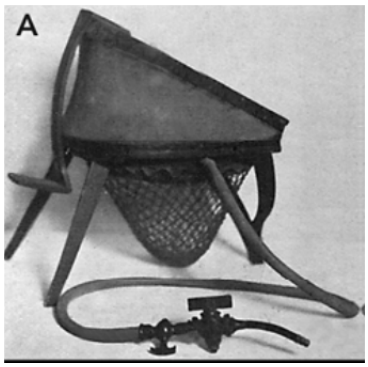


Abb. 22: Beatmungsapparat aus Fells Tierlabor [370]

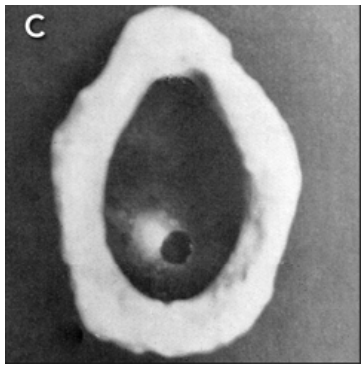


Abb. 23: Gesichtsmaske für Fells Beatmungsapparat [370]

vorherige Tracheotomie verwendet werden konnten[62]. Obwohl Fell Erfolge von bis zu 78 Stunden kontinuierlicher Beatmung in Fällen von Intoxikationen mit Morphin oder Opium vorweisen konnte und sich vielfach für seine Beatmungsmethode einsetzte, konnte sich diese nicht allgemein durchsetzen [370, 373].

Dafür wurde seine Methode von Kollegen aufgegriffen und modifiziert. Hierzu gehörte der New Yorker Pädiater Joseph O'Dwyer (1841-1898), der bereits ab 1880 begonnen hatte, einen Instrumentensatz zur direkten laryngealen Intubation von Kindern mit diphtherischen Krupp zu entwickeln [27]. Dieses Intubationsset beinhaltete Metalltuben unterschiedlicher Größe, einen Mundsperrer, eine Einführhilfe und ein Instrument mit dem die Tuben wieder entfernt werden konnten [27]. Später kombinierte O'Dwyer den Blasebalg Fells mit seinen Trachealtuben, um eine Beatmung ohne Tracheotomie durchführen zu können [27, 228, 370]. Dazu entwickelte er einen Konnektor für seine Metalltuben, an den seitlich der Verbindungsschlauch von George Fells Fuß-Blasebalg angeschlossen werden konnte [27]. Dieser Konnektor war ein Metalltubus, dessen distales Ende mit den Beatmungstuben O'Dwyers verbunden wurde. Durch seitlich angebrachte Metallringe konnte er bequem in der Hand gehalten werden, wobei der Daumen zur Inspiration die proximale Öffnung des Konnektors verschloss. Dadurch wurde das vom Blasebalg abgegebene Luftvolumen in die Lungen geleitet. Die Exspiration erfolgte passiv durch die Rückstellkräfte der gedehnten Thoraxwand, sobald der Daumen die

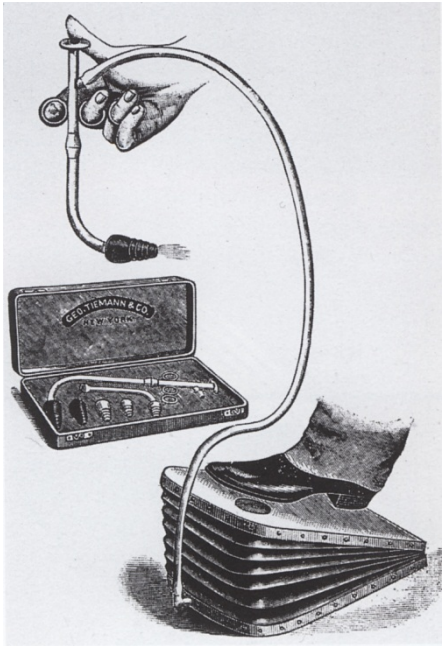


Abb. 24: Fell-O'Dwyer-Apparat [37]

[62] Es musste für Fell, so vermutet Ronald Trubuhovich, auf der Hand gelegen haben, dass eine Tracheotomie viele seiner ärztlichen Kollegen von der Verwendung seiner Methode der Notfallbeatmung abhielt, da sie nicht in der Lage waren, eine Tracheotomie durchzuführen. Aus gleichem Grund entschied er sich auch gegen eine allgemeine Empfehlung der endotrachealen Intubation, nicht zuletzt aufgrund eigener negativer Erfahrungen mit Schwierigkeiten bei dieser Prozedur. Dabei nahm er die möglichen Komplikationen der Maskenbeatmung wie Hypoventilation bei schwierigem Luftweg und Aspiration von Mageninhalt nach Luftinsufflation mit nachfolgender Überdehnung des Magens scheinbar bewusst in Kauf. Dies lassen einige seiner Fallbeispiele vermuten, zumal Fell zur Aspirationsprophylaxe den Kehlkopf gegen die Speiseröhre drückte, wie es in einem seiner Chirurgischen Lehrbücher beschrieben wurde. Schlug eine Maskenbeatmung fehl oder war aufgrund der lang andauernden Beatmung kräftetechnisch nicht mehr machbar, so wählte Fell bis auf wenige Ausnahmen die Tracheotomie als Mittel der zweiten Wahl. Nach der Etablierung des Fell-O'Dwyer Apparats entwickelte Fell um 1908 allerdings einen eigenen Endotrachealtubus aus Gummi, den er für weniger traumatisch als das Messingmodell von Joseph O'Dwyer hielt [370].

proximale Öffnung des Konnektors freigab (siehe Abb. 24). Als Fell-O'Dwyer Apparat wurde diese durch O'Dwyer modifizierte Beatmungsvorrichtung bekannt [37]. Ihr Einsatz erfolgte nicht nur in Fällen von diphtherischen Krupp und Morphin Intoxikationen [299], sondern auch im Rahmen der Wiederbelebung von Ertrinkungsopfern [256].

Rudolph Matas (1902)

Zu Beginn des 20. Jahrhunderts erfuhr der Fell-O'Dwyer Apparat eine erneute Modifikation durch den Chirurgen Rudolph Matas (1860-1957) aus New Orleans, der eine Möglichkeit suchte, dem Problem des Lungenkollapses bei eröffnetem Thorax in der aufkommenden Thoraxchirurgie zu begegnen [27, 37, 228, 256]. Hierzu verwendete er O'Dwyers Intubationseinheit aus dem Fell-O'Dwyer Apparat, deren Konnektor er mit einer weiteren seitlichen Öffnung versah, über die ein Trichter zur Applikation von Narkotika wie Chloroform angeschlossen werden konnte (siehe Abb. 25) [228, 256, 288]. Anstelle des Fuß-Blasebalgs kam bei Matas eine per Hand zu bedienende Kolbenluftpumpe zum Einsatz [228, 256, 288], die dank einer Skala ein genaues Beatmungsvolumen von bis zu 1500 ccm abgeben konnte [256, 288]. An die Kolbenluftpumpe war zusätzlich ein Quecksilbermanometer angeschlossen, mit dem die Beatmungsdrücke gemessen werden konnten [256, 288]. Der Schritt vom Notfall-Beatmungsapparat zum Apparat für die intraoperative Überdruckbeatmung war damit vollzogen.

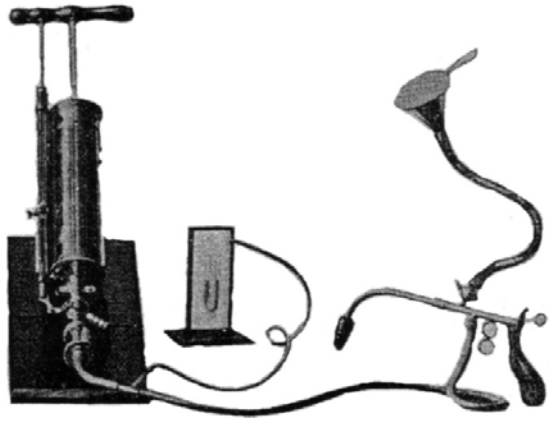


Abb. 25: Matas modifizierter Fell-O'Dwyer Apparat [256]

Heinrich Brat: Sauerstoffatmungsapparat (1905)

Einen ähnlichen, wenn auch technisch anspruchsvolleren Weg ging der Berliner Arzt Heinrich Brat (1867-1909), der sich Anfang des 20. Jahrhunderts mit den Möglichkeiten der Sauerstoffinhalation beschäftigte [40]. Nach Versuchen mit einer assistierten Überdruckbeatmung spontan atmender Patienten bei

berufsbedingten Methämoglobinvergiftungen konstruierte er 1905 einen Apparat, der primär zur Druckunterstützung von spontan atmenden, wachen Patienten gedacht war und auch von den Patienten selbsttätig bedient wurde (siehe Abb 26) [40]. Dieser am 6. März 1905 mit einer Demonstration im Verein für innere Medizin vorgestellte Apparat wurde von der Firma Kohlensäure-Industrie Stettin hergestellt und über die Berliner Lucas Apotheke vertrieben [40].



Abb. 26: Sauerstoffatmungsapparat von H. Brat mit Dampfstrahlpumpe 1905 [40]

Die Inspiration unterstützte das Gerät durch mit Überdruck ausströmenden Sauerstoff, der einer Druckluftflasche mit regelbarem Druckreduzierventil entstammte. Die Exspiration wurde durch einen Unterdruck gefördert[63], der mit einem von einer zweiten Druckgasflasche betriebenen regelbaren Injektor erzeugt wurde. Als Antrieb dieser „Dampfstrahlpumpe“ wurde flüssige Kohlensäure verwendet, welche in der zweiten Druckgasflasche gespeichert war. Zur Benutzung des Geräts presste sich der Patient eine aus einem Blechkegel mit Kautschukwulst gearbeitete Atemmaske über Mund und Nase, die über einen Dreiwegehahn mit der Überdruck- und der Unterdruckleitung verbunden war. Dieser Dreiwegehahn wurde durch eine Feder in der vertikalen Ausatmungsstellung gehalten, welche durch Verbindung mit der Unterdruckleitung die Exspiration unterstützte. Durch Zug an einer Kette konnte der Patient willkürlich auf „Einatmung“ umstellen und gab so Überdruck auf die Atemmaske [40, 291].

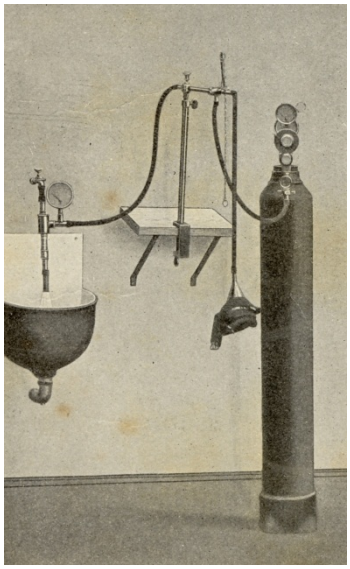


Abb. 27: Apparat von H. Brat mit Wasserstrahlpumpe [291]

[63] Auch hier kam wieder das Prinzip der Wechseldruckbeatmung zum Einsatz, das schon über 150 Jahre zuvor von John Hunter beschrieben wurde und nur drei Jahre später durch den weltweiten Verkauf des Notfall-Beatmungsgerätes Pulmotor der Firma Dräger mit dem Begriff „Pulmotorprinzip“ sein Synonym erhielt.

Als Alternative zum mit Druckgas betriebenen Injektor konnte der zur Unterstützung der Exspiration verwendete Unterdruck auch mit einer in Abbildung 27 gezeigten Wasserstrahlpumpe erzeugt werden, wodurch das Betriebsgeräusch des Apparates verringert wurde. Diese Wasserstrahlpumpe wurde in einfacher Weise an einen Wasserhahn angeschlossen, wobei durch die Menge des ausströmenden Wassers der Unterdruck reguliert wurde [291].

Heinrich Brat: Rettungsapparat (1906)

Brat hatte bei Versuchen an Tieren und Leichen festgestellt, das sich mit diesem Apparat auch eine künstliche Beatmung nach dem Wechseldruckprinzip durchführen ließ, wobei sich das Atemzeitvolumen durch Regelung des Reduzierventils und des Injektors verändern ließ. Bereits 1905 empfahl er seinen Apparat daher auch als „Rettungsapparat“ für alle Bereiche, in denen eine „künstliche Atmung“ erforderlich wurde [40]. Hierfür baute Brat im Jahre 1906 seinen Apparat mit Dampfstrahldüse in einen kleinen, transportablen Holzkoffer ein, den sogenannten „Rettungskasten“[64] oder „Wiederbelebungsgerät nach Dr. Brat“ (siehe Abb. 28). Der federbewehrte Zughahn wurde durch einen flachen Dreiwegehahn ersetzt, der vom Rettungspersonal oder Ärzten per Hand im angestrebten Atemrhythmus bedient wurde und somit eine künstliche Beatmung der Patienten ermöglichte. Alternativ bestand die Möglichkeit, den Hahnhebel über ein Uhrwerk zu bewegen, wobei

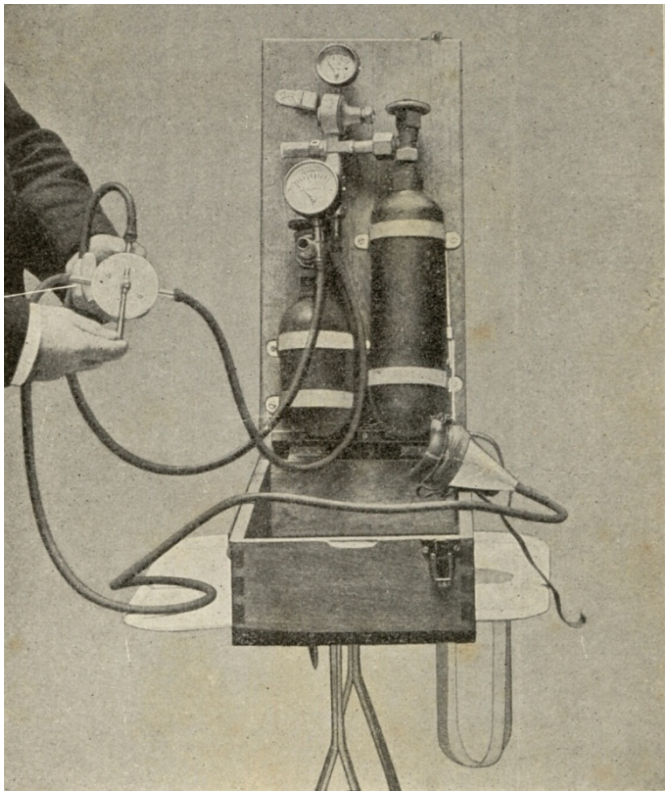


Abb. 28: Rettungsmodell des Brat Apparates [291]

[64] Das „Wiederbelebungsgerät nach Dr. Brat“ war über mehrere Jahre das Konkurrenzmodell zu Drägers „Pulmotor“. So wurde ihm im Rahmen des sogenannten „Pulmotorstreits“ in Bezug auf seine Leistungsfähigkeit der gleiche Stellenwert wie dem Pulmotor eingeräumt [45]. 1917 erwarb Dräger die Fabrikationsrechte am „Gerät nach Dr. Brat“ und beseitigte somit den Konkurrenten des Pulmotors [219, 221].

durch einen Regulator die Frequenz der Atembewegungen verändert werden konnte[65].

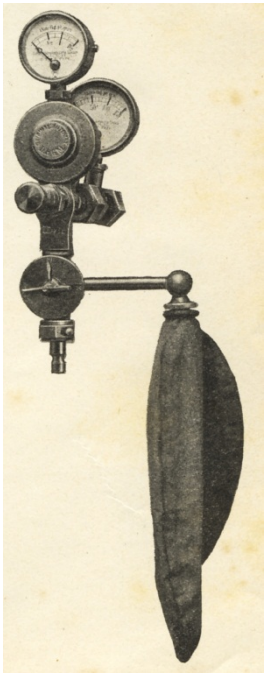


Abb. 29: Sparbeutel zur Sauerstoffinhalation [291]

Um auch eine Sauerstoffinhalation bei selbständiger Atmung des Patienten zu ermöglichen, konnte dieser „Rettungskasten“ um einen Sauerstoffsparbeutel erweitert werden, der mit einem speziellen Zwischenstück hinter dem Reduktionsventil angebracht wurde (siehe Abb. 29). Gleichzeitig wurde die Gesichtsmaske gegen ein Modell getauscht, das mit einem Exspirationsventil versehen war und über eine gesondert verschließbare Öffnung die Beimengung von Umgebungsluft zum inspirierten Sauerstoff ermöglichte (siehe Abb. 30). Über seitlich angebrachte Riemen konnte diese Maske auf das Gesicht des Patienten geschnallt werden. Da die Gesichtsmaske allerdings nur über einem einzigen Schlauch mit der Beatmungseinheit am Dreiwegehahn verbunden war, wurde die nach jeder Exspiration noch im Schlauch befindliche Residualluft wieder mit der Inspiration eingeatmet. Eingesetzt wurde dieser „Rettungskasten“ unter anderem bei der Berliner Feuerwehr, aber auch in Bergwerken und chemischen Fabriken [291]. Dieses Wiederbelebungsgerät nach Dr. Brat wurde von der Maschinenfabrik Westfalia in Gelsenkirchen gebaut [219, 221].

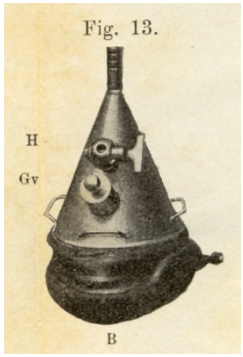


Abb. 30: Maske zur Sauerstoffinhalation [291]

[65] Max Michaelis erwähnte 1906 in seinem „Handbuch der Sauerstofftherapie“ für den Brat Apparat die Möglichkeit der Automatisierung und zeitlichen Steuerung der Beatmung mittels eines Uhrwerkes. Zudem behauptete er, dass auf diese Weise auch die In- und Exspirationsdauer verändert werden könnte. Mit dieser Modifikation wäre der Brat Apparat die erste automatische Beatmungsmaschine, die in Notfallsituationen eingesetzt werden konnte. Michaelis erwähnte allerdings nicht, ob ein dahingehend modifizierter Brat Apparat auch wirklich gebaut und verwendet wurde [291]. Wilhelm Haase-Lampe sprach in seinem „Handbuch für das Grubenrettungswesen“ über den Brat Apparat von einem per Hand zu bedienenden Gerät. Dieses laut Haase-Lampe 1907 auf dem Markt erschienene „Instrument für künstliche Beatmung“ war „im Gegensatz zum Pulmotor keine automatisch arbeitende Maschine“ [219]. Auch in den Drägerheften wurde ausdrücklich erwähnt, dass das „Gerät nach Dr. Brat“ im Gegensatz zum Pulmotor nicht automatisch arbeitete, sondern „ausschließlich von Hand“ bedient wurde [143]. Oskar Bruns sah den wesentlichen Unterschied zwischen dem „*Bratschen Apparat*“ und dem Pulmotor darin, „*[…] daß die Umschaltung von Druck auf Saugen von Hand betrieben wird.*“ [45].

Heinrich Brat: Narkosebeatmungsapparat (1908)

In den folgenden Jahren beschäftigte sich auch Heinrich Brat mit dem Problem des bei Thorakotomien auftretenden Pneumothorax[66], das man zu dieser Zeit in Deutschland aufwendig und kostspielig mit dem sogenannten „Druckdifferenzverfahren“ nach Ferdinand Sauerbruch (1875-1951) in der „Sauerbruch-Kammer“ zu umgehen versuchte [37, 39]. Hierzu entwickelte Brat den zuvor beschriebenen Apparat dahin gehend weiter, dass neben einer künstlichen Atmung (in Notfällen) auch das sogenannte Überdruckverfahren angewendet werden konnte. Außerdem konnten bei beiden Verfahren gleichzeitig Inhalationsanästhetika appliziert werden. Diese Weiterentwicklung erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Chirurgen Victor Schmieden (1874-1945) an der kaiserlichen chirurgischen Universitätsklinik zu Berlin. Bekannt wurde das Gerät, welches von der Oxygenia GmbH aus Berlin vertrieben wurde, unter dem Namen „Brat-Apparat“ [39]. Dieser „Brat-Apparat“ bot durch seine Vielseitigkeit nicht zuletzt ökonomische Vorteile, denn er war nicht nur deutlich günstiger als die Einrichtung eines kompletten Unterdruck-Operationssaals nach Sauerbruch, sondern konnte auch im normalen Operationsbetrieb, in dem eine künstliche Atmung nicht vorgesehen war, zu Narkosezwecken per Inhalationsanästhesie verwendet werden [39]. Diese Kombination von Überdruckapplikation, Wechseldruckbeatmung und Narkosegasinhalation in einem Gerät war laut Brat

[66] Zu Beginn des 20. Jahrhunderts gab es zwei unterschiedliche Ansätze, um einen Kollaps der Lungen bei eröffnetem Thorax zu umgehen. Bei dem von Sauerbruch ab 1904 propagierten „Druckdifferenzverfahren“ wurde der Körper des Patienten ab dem Hals abwärts in einer großen Unterdruckkammer positioniert, die auch das komplette Operationsteam nebst Gerätschaften beinhaltete. Der Narkotiseur dagegen befand sich neben dem Kopf des Patienten außerhalb der Unterdruckkammer. Durch die positive Druckdifferenz zwischen dem Atmosphärendruck außerhalb und dem Unterdruck innerhalb der Kammer blieben die Lungen des Patienten auch bei geöffnetem Thorax aufgebläht [37, 223, 323]. Die hiermit konkurrierenden Überdruckverfahren übten einem supraatmosphärischen Druck mehr oder weniger direkt auf die Lungen aus, wodurch in Bezug auf die Umgebungsluft ebenfalls eine positive Druckdifferenz entstand, welche die Lungen bei eröffnetem Thorax ausgedehnt hielt. Erzeugt wurde der Überdruck auf unterschiedlichste Weise. Ludolph Brauer (1865-1951) propagierte eine um den Kopf befindliche Überdruckkammer, überwiegend wurde der Überdruck allerdings direkt auf die Lungen appliziert. Dies konnte durch die von Franz Kuhn (1866-1929) entwickelte perorale Tubage geschehen, dem Vorläufer der heutigen endotrachealen Intubation, oder mit dem von Samuel Meltzer (1851-1920) und John Auer (1875-1948) entwickelten Verfahren der „Insufflations-Endotrachealnarkose“, bei dem mit einem dünnen Schlauch ein Luft-Sauerstoffgemisch in die Luftröhre geblasen wurde [37, 39, 223, 229]. Meistens wurde allerdings mit einer fest ansitzenden Gesichtsmaske gearbeitet, spätestens wenn der endotracheale Zugang nicht gelang [39].
Sowohl das Druckdifferenzverfahren als auch die Überdruckmethoden erfolgten in Spontanatmung, wobei der Patient bei beiden Verfahren gegen eine Druckdifferenz anatmen musste, was zu äußerst geringen Atemexkursionen der geblähten Lungen führte. Dieser Umstand wurde von den Operateuren nicht nur begrüßt, sondern auch gefordert [39]. Die geringen Atemexkursionen ermöglichten allerdings nur ein sehr geringes Atemminutenvolumen und führten dadurch regelmäßig zu Hyperkapnie und Hypoxie mit nicht selten tödlichem Ausgang [37].

zum Zeitpunkt der Markteinführung einzigartig [39]. So verwies Heinrich Brat unter anderem auf den bereits seit 1906 auf dem Markt befindlichen Überdruck-Operationsapparat Brauer-Dräger [39, 229]. Auch dieser war noch recht aufwendig zu bedienen und benötigte eine Stromquelle zur Inbetriebnahme. Der Patient befand sich hierbei mit dem Kopf in einer kleinen Überdruckkammer, die auch den Atmungsbeutel und die Maske zur Narkosegas-Applikation beinhaltete [37, 229]. Brat bemängelte an dem Brauer-Dräger Apparat, wie auch an der Sauerbruch-Kammer, die fehlende Möglichkeit der künstlichen Beatmung [39]. Tatsächlich scheint es, zumindest auf dem deutschen Markt, um 1908 kein Gerät mit einem dem Brat-Apparat vergleichbaren Funktionsumfang gegeben zu haben. Erst 1912 stellte die Firma Dräger mit ihrem Kombinations-Apparat für Mischnarkose, Überdrucknarkose und Wiederbelebung, kurz „Dräger-Kombi“ genannt, ein Gerät vor, das dem Funktionsumfang des Brat-Apparats entsprach [229]. Damit vereinte der „Brat-Apparat“ zum ersten Mal – noch vor dem „Dräger-Kombi“ – Sauerstoffsupplementierung, Beatmung und Narkosemöglichkeit in einem Gerät. Allerdings war der Dräger-Kombi ungleich erfolgreicher und wurde über 30 Jahre lang weltweit vertrieben [229].

Die Funktionsweise des Brat-Apparats wird nachfolgend anhand der Abbildungen 31 und 32 erläutert. Der Brat-Apparat bestand im Kern aus einer Druckgasflasche (a) aus der über ein regelbares Druckreduzierventil (c) Sauerstoff (oder Druckluft) mit einem Druck von bis zu 2 Atmosphären austrat. Der Sauerstoff wurde in ein Schaltwerk (h) geleitet, welches durch Drehung des Hebels (i) und des Knebels (K) die Betriebsarten Inhalation, Beatmung und die gleichzeitige Applikation von Inhalationsnarkotika ermöglichte. Der Knebel (k) konnte in die vier Stellungen „Sauerstoffinhalation“, „Sauerstoffinhalation und Narkose“, „Sauerstoffinspiration“ und „Sauerstoffinspiration und Narkose“ bewegt werden. Die ersten beiden Knebelstellungen

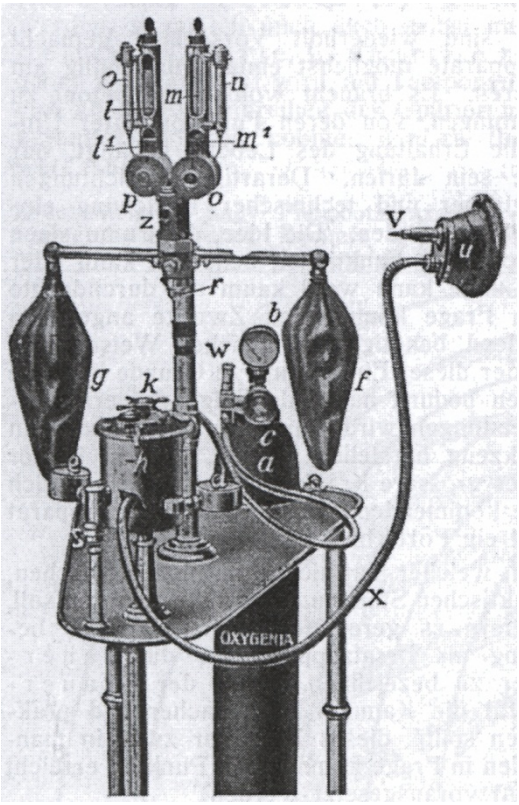


Abb. 31: Brat-Apparat, 1908 [39]

ermöglichten die Atmung von reinem Sauerstoff aus dem Beutel (g), oder von mit Äther oder Chloroform versetztem Sauerstoff aus dem Beutel (f). Die Zuführung von Narkotika erfolgte mit einstellbarer Tropfenzahl aus den Vorratsgefäßen (l) und (m). Zur künstlichen Beatmung wurden die beiden letzten Knebelstellungen gewählt, in denen der Hebel (i) aktiv wurde, der die drei Stellungen „Inhalation-Inspiration“, „Exspiration“ und „Luft“ aufwies. Zur Durchführung einer künstlichen Beatmung wurde der Hebel (i) im angestrebten Atemrhythmus zwischen Stellung 1 und 2, oder zwischen Stellung 1 und 3 hin und her bewegt. „Exspiration“ aktivierte den Injektor (s), der mit einem regelbaren Unterdruck die Lungen leersaugte, während „Luft“ die Verbindung zur Umgebungsluft herstellte, wodurch eine passive Exspiration der zuvor gedehnten Lungen ermöglicht wurde. Es standen also sowohl eine Wechseldruckbeatmung mit Überdruck- und Saugphase, als auch eine reine Überdruckbeatmung mit passiver Exspirationsphase zur Verfügung. Das Schaltwerk (h) stand über den Schlauch (x) mit einer speziellen Gesichtsmaske (u) oder mit dem Verbindungsstück (t) des Tubagerohres (k) in Verbindung. Die Maske und das Verbindungsstück des Tubagerohres besaßen jeweils ein mit der Umgebungsluft kommunizierendes, regelbares Überdruckventil (v), mit dem der für das Überdruckverfahren notwendige Überdruck von 7 bis 10 mm WS auf die Lungen ausgeübt werden konnte. Prinzipiell empfahl Brat für die Ausübung des Überdruckverfahrens die Verwendung des Tubagerohres nach Franz Kuhn, da mit diesem die Gefahr einer Aspiration von Mageninhalt entfiel, welche vor allem durch Überblähung des Magens bei der Überdruckapplikation mittels Maske entstehen konnte. Die Verwendung der Maske war den Fällen vorbehalten, in denen die Ausführung der Tubage nicht gelang [39]. Trotz der Möglichkeit einer sicheren routinemäßigen intraoperativen Beatmung unter gleichzeitiger Narkosegasapplikation blieb die künstliche Beatmung mit dem Brat-Apparat intraoperativen Notfallsituationen vorbehalten. Stattdessen bevorzugten die

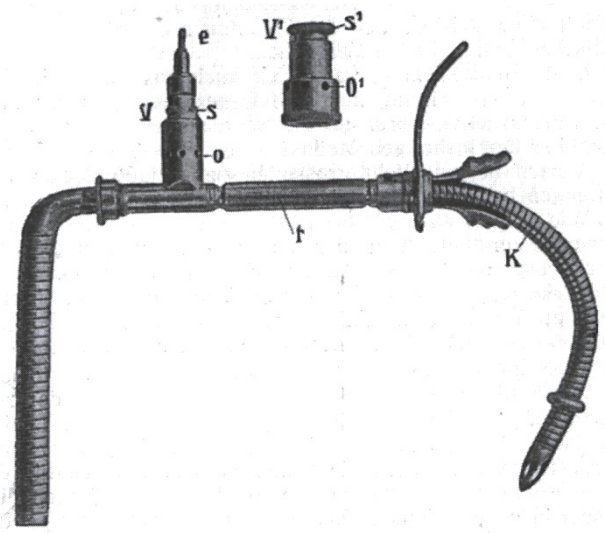


Abb. 32: Verbindungsstück mit Überdruckventil und Tubagerohr [39]

Deutschen Chirurgen für lange Zeit die inhalative Narkose unter Spontanatmung, obwohl gerade diese zu einer Notfallsituation führen konnte, da es unter einer Inhalationsnarkose mit Chloroform oder Äther zu durch die Zunge verlegten Atemwegen, einer Atemdepression oder auch einer Kreislaufdepression kommen konnte. Erst die zunehmende Verbreitung von Curare als Muskelrelaxans, das in Deutschland ab 1948 zur Verfügung stand, führte zu einer zwingend notwendigen Beatmung während der Narkose [38]. Somit blieb der Brat-Apparat letztendlich ein von Hand zu bedienendes Notfall-Beatmungsgerät.

Arthur Läwen und Roderich Sievers (1910)

Zu Beginn des 20. Jahrhunderts kam nur wenige Jahre nach Markteinführung des Pulmotors der Firma Dräger ein weiteres automatisches Notfallfall-Beatmungsgerät auf den deutschen Markt, welches von der Firma Wilhelm Petzold aus Leipzig hergestellt wurde. Dieser Respirationsapparat war bereits als Beatmungsapparat für Tiere im Handel und wurde unter Anleitung von Arthur Läwen (1876-1958) und Roderich Sievers (1878-1943) aus der Chirurgischen Universitätsklinik in Leipzig für die künstliche Beatmung von Menschen umgebaut [37, 275].

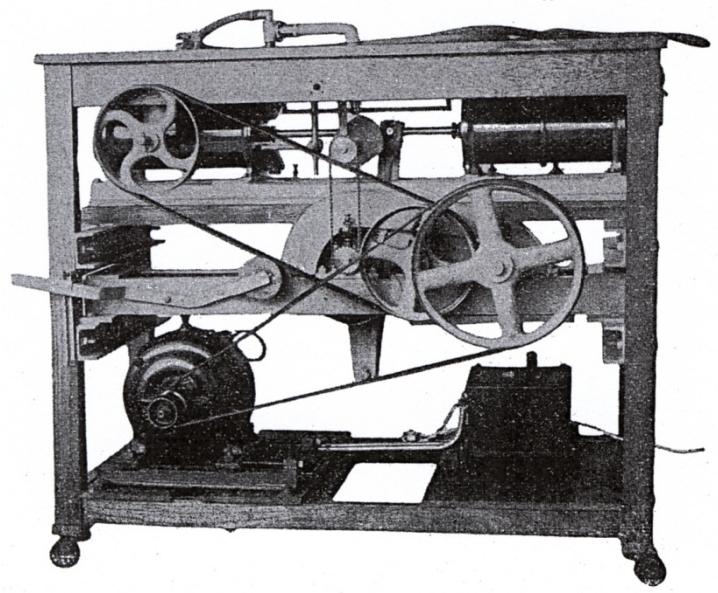


Abb. 33: Respirationsapparat von Läwen und Sievers, 1910 [275]

Der in Abbildung 33 dargestellte Respirationsapparat war auf einem fahrbaren Tisch montiert und bestand im Wesentlichen aus zwei Zylindern, die für die Erzeugung von Über- und Unterdruck zuständig waren und deren Pumpenkolben über Zahnriemen von einem Elektromotor, bei Stromausfall aber auch per Handkurbel, angetrieben wurden. Die Funktionsweise des Geräts wird nachfolgend anhand der Abbildung 34 beschrieben. Die beiden einander gegenüber stehenden Zylinder (a) und (b) waren jeweils mit zwei Ventilen (h) ausgestattet, die nach dem gleichen Prinzip wie zuvor die ventilbestückten Doppelblasebälge von Hunter und Gorcy arbeiteten. Die Pumpenkolben der beiden Zylinder waren über eine Querstange miteinander verbunden, was zu einer gleichzeitigen Bewegung der Kolben führte. Während der Inspiration wurde der Inhalt des Inspirationszylinders (a) in die Lungen gedrückt, während bei der Kolbenbewegung in die entgegengesetzte Richtung Luft aus den Lungen in den Exspirationszylinder (b) gesaugt wurde. Durch einen Exzenter (c) konnte die Verschieblichkeit der Pumpenkolben und damit das Atemhubvolumen im Bereich von 1 bis 4 Litern reguliert werden. Eine weitere Feinregulierung des Atemhubs auf Volumina unter 1 Liter erfolgte durch einen am Verbindungsschlauch zum Tubus angebrachten „Atmungsschieber“, der eine Öffnung regulierbarer Größe in der Schlauchwand freigab. Ein synchron mit den Pumpenkolben agierendes Ventil (d) verschloss bei jeder Inspiration das zum Exspirationszylinder führende Rohr, um bei erhöhten Atemwegswiderständen einen Luftfluss aus dem Inspirations- in den Exspirationszylinder zu verhindern. Über einen seitlichen Anschluss konnte Sauerstoff aus einer Druckgasflasche über ein Reduzierventil dem zur Trachea

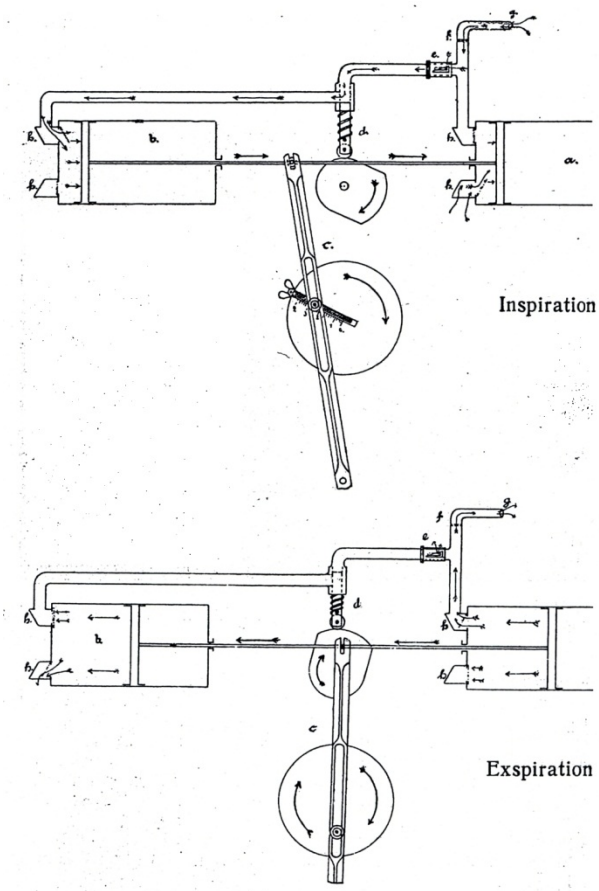


Abb. 34: Schemazeichnung Respirationsapparat Läwen und Sievers [275]

führenden Schlauch beigefügt werden. Über einen ebenfalls am Luftzuleitungsrohr anzubringenden, mit Flanell bespannten Metalltrichter konnten zudem Äther oder Chloroform aufgetropft und somit der Einatmungsluft zugegeben werden. Der Elektromotor des Respirationsapparates war auf 16 Respirationen in der Minute eingestellt.

Das Einsatzgebiet des Respirationsapparats sahen Läwen und Sievers zum einen in der von ihrem Direktor, Geheimrat Friedrich von Trendelenburg (1844-1924) in Leipzig durchgeführten Trendelenburgschen Notfall-Operation der Lungenembolie, zum anderen bei Wiederbelebungen unterschiedlichster Genese. Dazu gehörten Intoxikationen mit Morphium, Kohlensäure und Leuchtgas. Auch die Möglichkeit einer Langzeitbeatmung bei Tetanus oder Strychninvergiftungen, die mit Krämpfen der Atemmuskulatur einhergingen, wurde erwogen, wobei zuvor die Atemmuskulatur mit Curare gelähmt werden sollte [275].

Mit ihrem Respirationsapparat gelang es Läwen und Sievers, einen Patienten mit zentral bedingtem Atemstillstand über neun Stunden am Leben zu erhalten. Anhand von auch in ihrer Veröffentlichung dokumentierten physiologischen Daten konnten sie außerdem zeigen, dass von dieser Art der Wechseldruckbeatmung keine nennenswerte kreislaufdepressive Wirkung ausging [223, 275]. Auch zeigte die anschließend durchgeführte Sektion keine Zeichen einer Lungenschädigung wie Gewebsverletzungen oder ein Ödem [275]. Damit konnten sie zwei der Hauptargumente entkräften, welche von den Gegnern der Über- und Wechseldruckbeatmung in Europa und Nordamerika ins Feld geführt wurden. Trotzdem fand der Respirationsapparat von Läwen und Sievers nur wenig Resonanz, was in Deutschland nicht zuletzt am Einfluss von Ferdinand Sauerbruch gelegen haben mag, der als führender Thoraxchirurg die künstlichen Beatmungsverfahren generell ablehnte [37, 275].

III.1.6 Die Unterdruckbeatmung: Tank- und Cuirass-Respiratoren

Unterdruckbeatmung – allgemeines Wirkprinzip

Um eine alveoläre Ventilation zu erzielen, muss phasenweise ein Druckgradient zwischen der Atmosphäre, und dem Alveolarraum entstehen. Unter

Spontanatmung wird dies durch einen Unterdruck erreicht. Dieser entsteht durch die Vergrößerung des intrathorakalen Raums, hervorgerufen durch Zwerchfellkontraktion unterstützt durch Kontraktion der Atemhilfsmuskulatur. Diese Druckverhältnisse imitierend wird daher bei der Unterdruckbeatmung ein subatmosphärischer Druck auf die Thoraxoberfläche ausgeübt. Der entstehende Unterdruck überträgt sich durch die nachfolgende Ausdehnung des Thorax auf den Alveolarraum und sorgt so für den nötigen Druckgradienten zwischen Atmosphäre und Alveolen.
Steigt der auf die Brustwand ausgeübte Unterdruck wieder auf atmosphärische Werte an, so erfolgt eine passive Exspiration durch die elastischen Rückstellkräfte von Lungen und Brustwand [64].

Die Anfänge der Unterdruckbeatmung

Mitte des 19. Jahrhunderts, in einer Zeit, in der wissenschaftliche Kreise einer Überdruckbeatmung – vor allem durch Blasebälge – eher ablehnend gegenüber standen, wurde nach alternativen apparativen Beatmungsmöglichkeiten gesucht. Ähnlich wie auch bei den „manuellen Methoden“ wurde nach einer Beatmungsform gesucht, die den natürlichen Atemabläufen möglichst nahe stand. Es entwickelte sich die Idee, auf den Brustkorb von außen einen gewissen subatmosphärischen Druck zu applizieren, um eine Inspiration hervorzurufen. Die Ausatmung erfolgte entweder durch Überdruckapplikation auf den Thorax, wie auch bei vielen manuellen Methoden, oder durch die elastischen Rückstellkräfte von Lunge und Brustwand. Grundsätzlich konnten zwei Arten von Beatmungsgeräten unterschieden werden.
Bei den sogenannten Tank-Respiratoren, im deutschsprachigen Raum auch unter dem Begriff „Eiserne Lunge“ bekannt, befand sich der gesamte Körper des Patienten mit Ausnahme von Kopf und Hals in einer Kammer, in der phasenweise Unterdruck herrschte.
Die Cuirass[67]-Respiratoren, die aus einer starren, kuppelförmigen Schale bestanden, umschlossen dagegen den Brustkorb und meistens auch den

[67] „Cuirass-Respirator“ ist der französischen Bezeichnung für den Brust- und Rückenpanzer des Reitersoldaten (Cuirassiere oder deutsch: Kürassiere) ab dem 15. Jahrhundert entlehnt. Ursprünglich aus Leder (französisch= cuir) gefertigt bestand der Panzer später aus zwei Metallplatten, die vor dem Beschuss mit Radschlosspistolen schützen sollten.

Bauchraum des Patienten und übten nur auf diesen Bereich einen Unterdruck aus. Der Antrieb zur Druckerzeugung war hierbei von der Rumpfhaube getrennt und mit dieser über einen flexiblen Schlauch verbunden.

Bereits 1838 [19, 424] bzw. 1832 [63, 424], zu einer Zeit in der die Royal Humane Society die Verwendung der Überdruckbeatmung, namentlich durch Blasebälge, aus ihren Empfehlungen gestrichen hatte und stattdessen die Kompressionsmethode mit dem Gürtel Dalrymples vorsah, ersann beispielsweise der Schottische Arzt John Dalziel (Lebensdaten unbekannt) aus Drumlanrig ein luftdichtes Behältnis, mit dem ein Mensch per Unterdruck beatmet werden konnte. Hierzu wurde der Patient in sitzender Position in eine Kiste aus Holz verbracht, wobei der Kopf, am Hals gegen den Umgebungsdruck abgedichtet, aus einer oberen Öffnung herausschaute. Eine an diese Kiste angeschlossene, manuell zu bedienende Balgpumpe erzeugte den für die Inspiration nötigen Unterdruck [19, 63, 68, 311, 424]. Durch zwei seitlich eingelassene Fenster konnten die Thoraxbewegungen des Patienten beobachtet werden [424]. Auch wenn davon berichtet wurde, dass mit diesem Apparat Atembewegungen bei einem ertrunkenen Seemann, der in die Räumlichkeiten der Humane Society gebracht worden war, erzeugt werden konnten, schien diese Technik nicht weiterverfolgt worden zu sein[68] [19, 63, 68, 311, 424].

Erst 1876 wurde diese Technik durch den Franzosen Eugene Joseph Woillez (1811-1882) wieder eingeführt, der auf der Weltausstellung in Paris einen ersten Prototypen einer „Eisernen Lunge“, „Spirophore“ genannt, vorstellte [19, 63, 223, 276, 311, 423, 424]. Dieser in Abbildung 35 gezeigte Apparat, der bereits alle wesentlichen technischen Eigenschaften der späteren Modelle aufwies, bestand aus einem Metallzylinder, in dem über eine per Hand zu betreibende Blasebalg-Pumpe *C* Unter- und Überdruck in alternierender Abfolge erzeugt werden

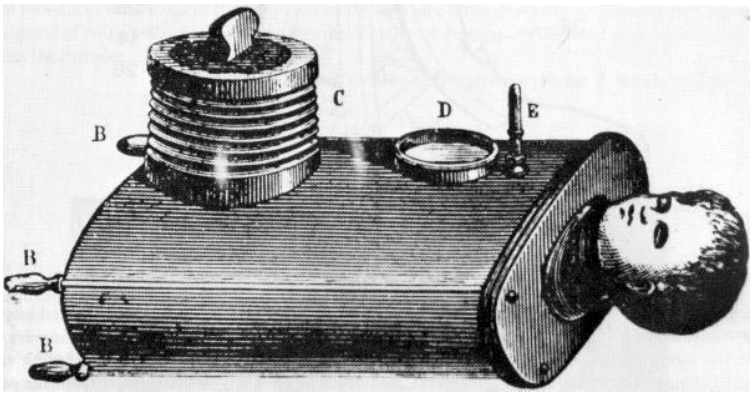


Abb. 35: Spirophore von Woillez, 1876 [276]

[68] A. B. Baker vermutete, dass auch diese Form der Unterdruckbeatmung der allgemeinen Ablehnung der Überdruckbeatmung zum Opfer fiel, die durch den Artikel Leroys 1828 ausgelöst worden war, zumal die Effekte dieser Unterdruckbeatmung auf die Lungen denen der Überdruckbeatmung glichen [19].

konnte. Der Kopf des Patienten ragte aus dem Zylinder heraus und war am Hals mit einer Gummimanschette abgedichtet [19, 63, 223, 311, 424]. Durch seitliche Glasfenster *D* konnten die Thoraxbewegungen des Patienten beobachtet werden. Ein über eine Öffnung in der Metallhülle eingeführter und auf dem Brustbein ruhender Glasstab *E* erlaubte die Messung der Thoraxbewegungen [424]. Trotz seiner Ausmaße war der „Spirophore“ ein Notfallbeatmungsgerät, welches an der Mündung des Canal de l’Ourcq in Paris platziert und dort in einigen Ertrinkungsnotfällen verwendet wurde, wenn auch offenbar ohne Erfolg [311, 424].

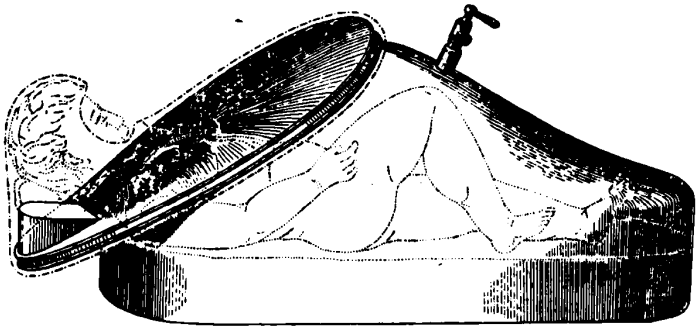


Abb. 36: Tank Respirator von Ingnez von Hauke, 1876 [413]

Allerdings wurde Woillez Anspruch auf Erstveröffentlichung durch den Wiener Ignaz von Hauke streitig gemacht, der 1876 ebenfalls einen Tank-Respirator entwickelt hatte (siehe Abb. 36) [413, 424]. Bereits 1874 hatte von Hauke seinen „Pneumatischen Panzer“ vorgestellt[69] [19, 424], einen Cuirass-Respirator aus Metall, der die Vorderseite des Brustkorbs bedeckte und über einen luftgefüllten Gummirand zur Abdichtung verfügte [290, 412, 424].

Dass sich die Technik der Unterdruckbeatmung auch in einem klassischem Gebiet der Notfallbeatmung, nämlich der Wiederbelebung asphyktischer Neugeborener, verwenden ließ, zeigte der Wiederbelebungsapparat des Wieners Egon Braun (Lebensdaten unbekannt), über den der amerikanische Arzt O. W. Doe (Lebensdaten unbekannt) 1889 der Obstetrical Society of Boston berichtete [19, 63, 72, 311, 424]. Dieser in Abbildung 37 dargestellte Apparat bestand aus einer kleinen Holzkiste mit abgeschrägter, per Scharnier zu öffnender Oberseite. Diese Kiste beherbergte eine in ihrer Höhe

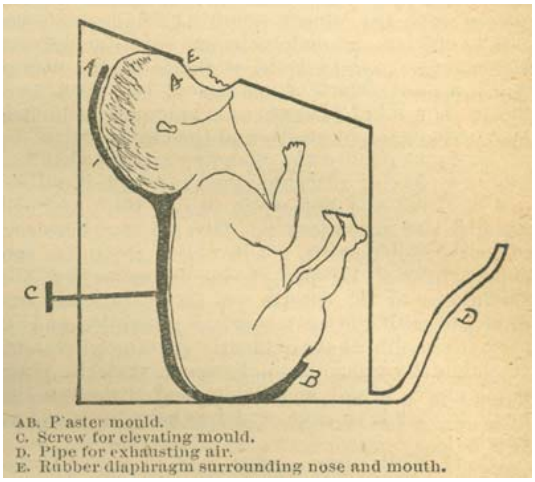


Abb. 37: Egon Brauns Wiederbelebungsapparat 1889 [63, 72, 242]

[69] In seiner Veröffentlichung spricht Ignez von Hauke davon, dass der „Spirophore“ nichts anderes als eine Kopie seines eigenen Tank Respirators sei [19].

verstellbare Gipsform, die über eine rückseitig angebrachte Schraube an die Größe des Neugeborenen angepasst wurde. In diese Gipsform wurde das zu beatmende Neugeborene gesetzt und mit dem Gesicht gegen eine auf der Oberseite befindliche Gummimembran gepresst, wobei Mund und Nase durch eine Öffnung in der Mitte der Membran zur Atmosphäre hin freigegeben waren [72, 424]. Über einen Schlauch konnte Braun durch abwechselndes Hineinblasen und Saugen[70] entsprechende Druckveränderungen im Innern der Kiste generieren und so das Neugeborene beatmen, wobei er diesen Vorgang 20 bis 30 Mal in der Minute wiederholte [72]. Laut Does Bericht konnte Braun auf diese Weise angeblich in fünfzig Fällen erfolgreiche Wiederbelebungen an asphyktischen Neugeborenen durchführen [72, 311, 424].

Rudolf Eisenmenger (ab 1900)

Einen anderen Weg beschritt der Ungar Rudolf Eisenmenger (1871-1946), der die Idee des „Pneumatischen Panzers“ von Ignaz von Hauke weiterverfolgte und von 1900 bis 1902 mehrere Cuirass-Respiratoren konstruierte. Diese bedeckten die vordere Brust- und Bauchseite in unterschiedlichem Ausmaß (siehe Abb. 38 und 39) und konnten einen intermittierenden Unterdruck über Brust- und Bauchraum aufbauen [286].

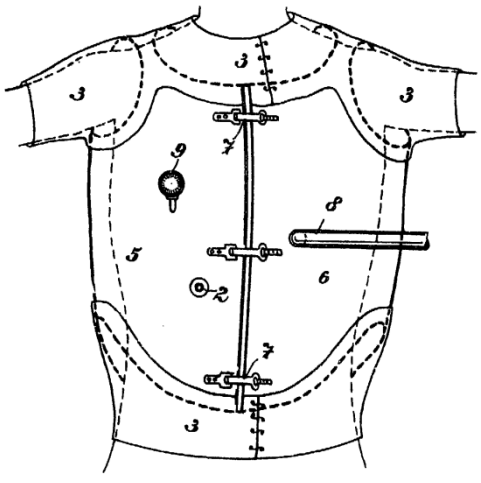


Abb. 38: Zirkulärer Cuirass aus Eisenmengers Patentschrift von 1901 [153]

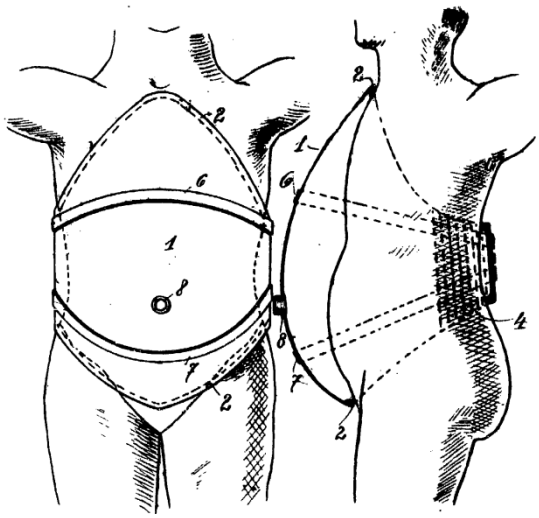


Abb. 39: Vorderer Cuirass aus Eisenmengers Patentschrift von 1903 [152]

[70] J. L. Price spricht hierbei von der Verwendung eines Blasebalgs [311].

Bei dem erstmals 1903 publizierten „Apparat zur künstlichen Atmung“ bedeckte die kuppelförmig ausgebildete Schale die unteren zwei Drittel des Brustkorbs und das gesamte Abdomen (siehe Abb. 40). Abgedichtet durch einen Gummirand wurde bei diesem Modell innerhalb der Schale über eine Fußpumpe abwechselnd ein Über- oder Unterdruck erzeugt [154, 286, 376, 424]. Hierbei erfolgte der Luftwechsel, anders als bei nur über dem Thorax positionierten Cuirass-Respiratoren, nicht ausschließlich über eine Ausdehnung des Thorax, sondern hauptsächlich durch die Verschiebung der Zwerchfellebene [154, 286, 311]. In seiner Veröffentlichung von 1903 beschrieb Eisenmenger außerdem explizit die kreislaufunterstützende Wirkung[71] der „Druck-Saug-Massage“ seines Cuirass-Respirators, die er auch mehrfach – an menschlichen Leichen, im Tierversuch an mit Chloroform und Kohlenmonoxid intoxikierten Hunden sowie im Rahmen von Wiederbelebungen – darstellen konnte [154, 286]. Eisenmengers Apparat von 1903 hatte den Vorteil, dass er bei einem Gewicht von nur 10 bis 14 Kg durchaus transportierbar war und laut Eisenmenger innerhalb von 1 bis 2 Minuten angelegt werden konnte [154, 286], was ihn für den Einsatz als Notfallbeatmungsgerät prädestinierte.

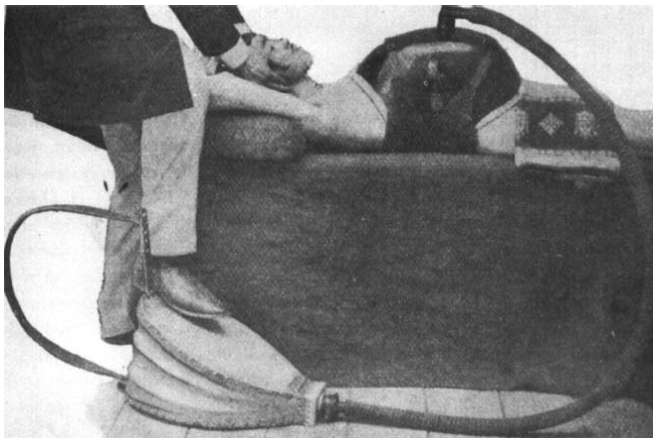


Abb. 40: Cuirass von Eisenmenger im Einsatz, 1903 [376]

Zwischen 1921 und 1924 entwickelte Eisenmenger als Ersatz für den fußbetriebenen Blasebalg einen elektrischen Antrieb für seinen Cuirass [286] (siehe Abb. 41), wobei der eigentliche Druckaufbau über eine elektrisch betriebene Membran-Luftpumpe[72] erfolgte [151]. Mit deren Hilfe konnten positive wie negative Drücke von bis zu 100 mm Hg aufgebaut werden [286]. Später ermöglichte eine automatisierte Form des elektrischen Antriebs die Einstellung von Druck, Sog, Frequenz sowie relativer Inspirations- und Exspirationsdauer

[71] Der während der Inspiration auf Thorax und Abdomen ausgeübte Unterdruck führte zu einem vermehrten Rückstrom von Blut zum Herzen und den abdominellen Organen. In der Expiration führte der nun herrschende Überdruck zu einem verbesserten Bluttransport in die Peripherie [154]. In seinen Versuchen an Leichen und im Tierversuch konnte Eisenmenger mithilfe seines Cuirass-Respirators einen messbaren Kreislauf generieren [286].

[72] Woollam benennt hier eine Antriebsversion, die auf einem elektrischen Gebläse beruht [425]. Die dazugehörige US Patentnummer lässt sich allerdings nicht mehr nachvollziehen.

[286]. Ab 1929 wurde diese elektrische Version unter dem Namen „Biomotor“ bekannt [286].

Eisenmenger sah die Einsatzmöglichkeiten seines Apparats primär in der Wiederbelebung bei Kreislaufstillstand nach Ertrinken und Intoxikationen [154], wobei er ab 1924 neben der künstlichen Atmung vor allem dessen Kreislaufwirkung durch „künstliche Blutzirkulation und Herzmassage“ betonte [286]. Hierzu gab es eigens für den Rettungsdienst konzipierte Modelle [286]. Ein Beispiel hierfür zeigt die Abbildung 42. Damit war Eisenmenger einer der ersten, der einen Apparat zur „Active-Compression-Decompression Cardiopulmonary Resuscitation“ (ACD-R) propagierte und auch einsetzte [154, 286]. Daneben war aber auch der Einsatz am wachen, spontan atmenden Patienten bei Emphysem, Atelektasen und zur Unterstützung der Expektoration vorgesehen [154]. Ab den dreißiger Jahren erfolgte außerdem der erfolgreiche Einsatz bei der Langzeitbeatmung von Poliomyelitispatienten [286, 290, 425].

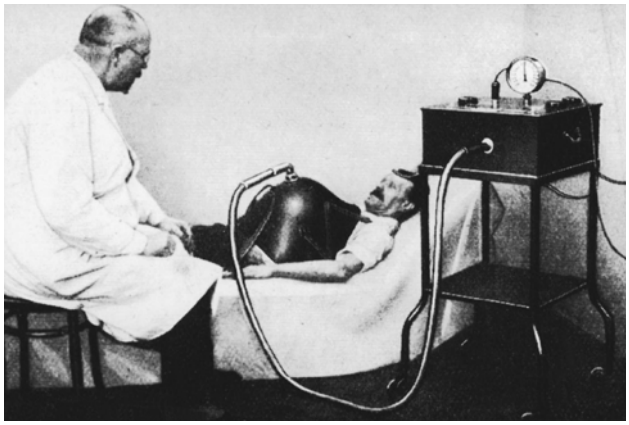


Abb. 41: Biomotor von 1931 [286]

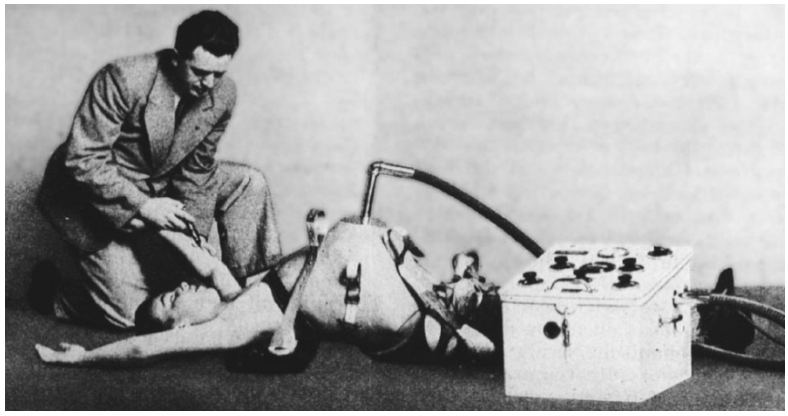


Abb. 42: Eisenmengers Biomotor, für den Rettungsdienst konzipiertes Modell von 1939 [286]

Die Hoch-Zeit der Unterdruckbeatmung

Die bisher vorgestellten Apparate stellen nur einen geringen Teil einer Vielzahl an Geräten mit ähnlichen Konstruktionsmerkmalen dar, die im ausgehenden 19. und beginnenden 20. Jahrhundert konstruiert worden waren und ein ähnliches Schicksal teilten.

Keiner dieser Apparate fand eine weitere medizinische Verbreitung. Einerseits waren diese Geräte technisch kaum ausgereift und oft nur sehr anstrengend zu bedienen, was nicht zuletzt an der häufig noch fehlenden elektrischen Antriebskraft lag. Andererseits waren diese Geräte häufig nicht für die Massenproduktion konstruiert oder es fehlte ganz einfach die Möglichkeit zur Produktion von großen Stückzahlen beziehungsweise der geeignete Geschäftspartner, der eine solche ermöglichte. Möglicherweise mangelte es auch an dem entscheidenden Anstoß, der eine große Verbreitung solcher Beatmungsapparate in einem kurzen Zeitraum zwingend erforderlich machte. Dies schien weder auf die sich sicherlich regelmäßig ereignenden Ertrinkungsnotfälle zuzutreffen, noch auf die Asphyxie des Neugeborenen. Erst die großen Epidemien der Poliomyelitis[73], die sich im 20. Jahrhundert ausbreiteten, schafften einen entsprechenden Bedarf an Beatmungsgeräten in großer Zahl.

Iron Lung: Philip Drinker und Luis Agassiz Shaw (1929)

So kam das erste in größerem Umfang genutzte, technisch ausgereifte und kommerziell erhältliche, elektrisch betriebene Beatmungsgerät zur intermittierenden Negativdruckbeatmung im Zuge der ersten großen Poliomyelitis-Epidemien in Kalifornien Ende der zwanziger Jahre des 20. Jahrhunderts auf [63, 223, 290, 311]. Im Jahre 1926 veranlasste die New York Consolidated Gas Company die Bildung einer Kommission, die Fragen der Wiederbelebung untersuchen sollte. Dieser Kommission gehörte unter anderem Cecil Kent Drinker (1887-1956) an, Professor für Physiologie an der School of Public Health der Harvard University. Dieser schlug der Kommission vor, die Arbeit seines Bruders Philip Drinker (1894-1972) und dessen Kollegen Louis Agassiz Shaw (1886-1940) finanziell zu unterstützen. Drinker und Shaw waren Ingenieure am Department of Physiology der Harvard School of Public Health in Boston und arbeiteten bereits an einem Apparat für künstliche Beatmung [61, 146, 223, 374, 425]. Die Wiederbelebungskommission willigte in den Vorschlag Cecil Drinkers ein und

[73] Die akute infektiöse Poliomyelitis, auch Heine-Medin Krankheit genannt, wurde erstmals in Europa 1840 durch Jakob Heine (1800-1879) beschrieben. Die erste regelrechte Epidemie der Poliomyelitis, 1887 in Stockholm, wurde 1891 durch Karl Oskar Medin (1847-1927) dokumentiert. In der ersten Hälfte des 20.Jahrhunderts gab es einige Epidemien, wobei sich die größten, weltweiten Pandemien in den Jahren 1937-38, 1947-48 und 1952-53 ereigneten. Erst ab 1961 konnte die Poliomyelitis durch die von Jonas Salk (1914-1995) und Albert Sabin (1906-1993) entwickelten Impfstoffe unter Kontrolle gebracht werden [374].

beauftragte Philip Drinker und Louis Shaw mit der Entwicklung eines Apparats zur Wiederbelebung nach Elektrounfällen und Gasvergiftungen [223, 276]. Dazu bewilligte die Kommission finanzielle Unterstützung in der Höhe von 5000 US-Dollar, die im Herbst 1927 an Drinker und Shaw übersendet wurde.

Drinker und Shaw hatten sich im Rahmen ihrer Forschungen zur künstlichen Beatmung eingehend mit den bereits bekannten Methoden und Geräten befasst. Dazu gehörten neben der manuellen Methode nach Schäfer, deren Ventilationseffekt sie vor allem bei erschlafftem Muskeltonus für zu gering erachteten, auch Überdruckbeatmungsgeräte, namentlich der Lungmotor und der Pulmotor [146]. Bei diesen wurde die Verwendung mit einer Gesichtsmaske beanstandet, gegen die sich die Patienten wehrten und somit eine adäquate Ventilation verhinderten[74]. Außerdem wurde auf eine häufig mit der Pulmotorbeatmung einhergehende Überblähung des Magens hingewiesen, die neben Problemen bei der Beatmung zu Barotraumata an Ösophagus und Magen führen konnte und der man mittels Druck auf den Ringknorpel begegnen wollte [61, 144]. Die von Doe beschriebene Methode Egon Brauns erachteten sie als wirkungsvoll, aber ungeeignet für eine langfristige Beatmung. Im Rahmen ihrer Entwicklungsarbeit führten Drinker und Shaw unter anderem auch Experimente an Freiwilligen mit der elektrischen Variante von Eisenmengers Cuirass-Respirator durch [146].

Der von Drinker und Shaw entwickelte „Apparatus for the prolonged administration of artificial respiration“, dargestellt in Abbildungen 43, 44 und 45, bestand aus einem zylindrischen Tank aus Metallblechen der an einem Ende verschlossen war. Über die Öffnung am anderen Ende wurde der auf einer speziellen, mit Rollen versehenen Trage liegende Patient in den Tank geschoben, wobei der Kopf durch einen Gummikragen ragte, der mit dem am Ende der Trage befestigten Tankdeckel luftdicht verbunden war. Der Deckel wurde über mehrere Verschlüsse, die ursprünglich für

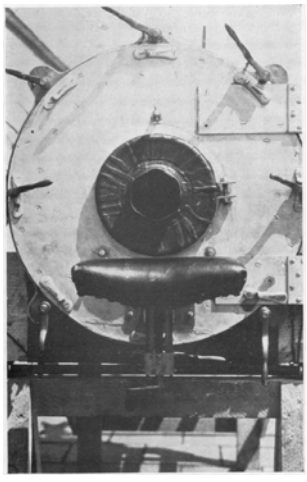


Abb. 43: Aufsicht auf Gummikragen [146]

[74] Ein Umstand, der auf der Verwendung des Geräts an der falschen Patientengruppe beruht. Der Pulmotor war für die Beatmung „Scheintoter“, also bewusstloser und apnoeischer Patienten konzipiert. Auch heute lassen sich wache, nicht relaxierte Patienten kaum mittels klassischer druckkontrollierter Beatmung (PCV) ventilieren.

Kühlschranktüren verwendet wurden, fest mit dem Tank verbunden. Über seitlich angebrachte Bullaugen konnten kleinere medizinische Instrumente wie Thermometer, Stethoskope oder Blutdruckmanschetten in den Tank geschleust werden. Mit zwei kleinen Industriegebläsen, ursprünglich für Staubsauger verwendet, wurde über einen motorgetriebenen, in der Frequenz regulierbaren Ventilmechanismus der für die Beatmung notwendige Unter- und Überdruck erzeugt. Diese Einheit zur Druckerzeugung befand sich außerhalb des Tanks und war mit diesem über einen Schlauch verbunden. Es konnten positive wie negative Drücke von bis zu 60 cm WS aufgebaut werden, wobei die zur Beatmung eines durchschnittlichen Erwachsenen notwendigen Drücke bei 5 bis 10 cm WS lagen. Ab Unterdrücken von 10 cm WS kam es zu Sprechschwierigkeiten. Die einstellbare (Beatmungs-) Frequenz variierte von 10 bis 40 pro Minute [146].

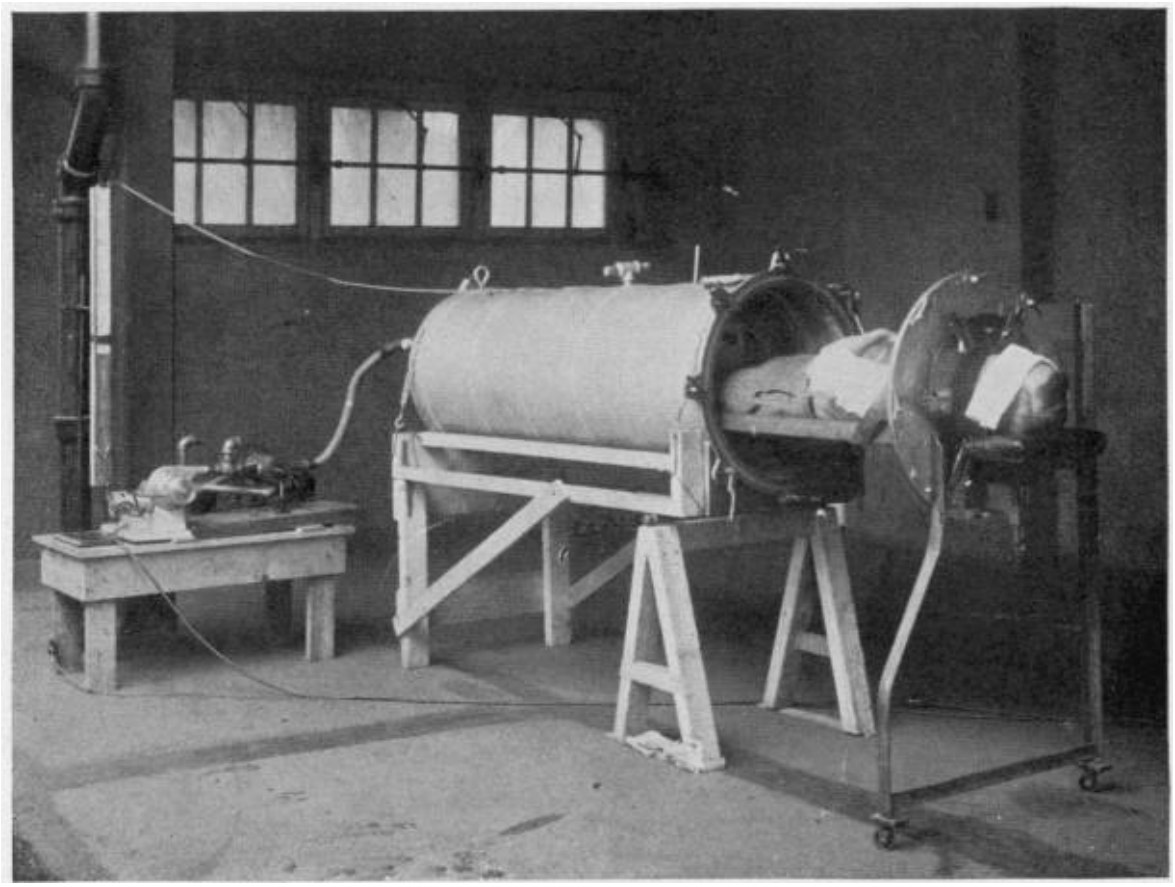


Abb. 44: Prototyp der „Iron Lung“ in geöffnetem Zustand mit Versuchsperson, 1929 [146]

Drinker und Shaw sahen die ursprüngliche Aufgabe ihres Apparates in der Langzeitbeatmung bei respiratorischer Insuffizienz nach Vergiftungen mit Kohlenmonoxid, Morphium und nach Elektrounfällen [146]. Entsprechend betonten die beiden Konstrukteure, dass ihr Beatmungsgerät nicht für die Laienrettung in

Notfallsituationen gedacht war[75], sondern als klinisches Werkzeug in der Hand des kompetenten Arztes im Krankenhaus [146]. So rückte später zunehmend die Beatmung bei respiratorischer Insuffizienz infolge bulbärer Poliomyelitis in den Vordergrund [61, 144, 146]. Nachdem der Tank-Respirator erfolgreich an curarisierten Katzen und später auch an Freiwilligen getestet worden war [61, 425], erfolgte der erste klinische Einsatz vom 14. bis 19. Oktober 1928 bei einem achtjährigen Mädchen mit Poliomyelitis und zunehmender respiratorischer Insuffizienz. Das Kind, das sich im Kinderkrankenhaus von Boston in der Obhut des Pädiaters Charles McKhann (Lebensdaten unbekannt) befand, konnte über 122 Stunden erfolgreich beatmet werden, bevor es an den Folgen einer ausgedehnten Pneumonie starb [61, 146]. Unter der Beatmung konnte das Kind sprechen, schlafen und auch Nahrung zu sich nehmen [146].

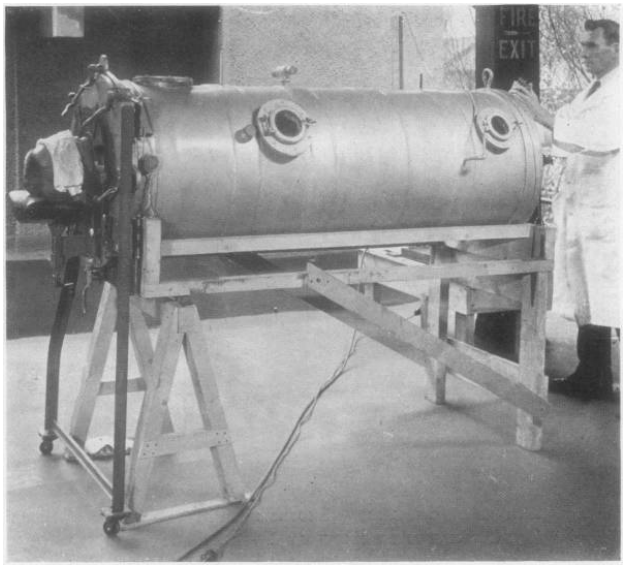


Abb. 45: „Iron Lung“ in geschlossenem Zustand, 1929 [146]

Die (Massen-) Produktion des Respirators wurde von der Warren E Collins Inc. aus Boston übernommen, was zu der Bezeichnung „Drinker-Collins Respirator“ führte. Weltweit bekannt wurde der Apparat allerdings unter dem von der Presse generierten Namen „Iron Lung“ [374]. Die „Iron Lung“ wurde während der Poliomyelitis Epidemien der nächsten 30 Jahre in vielen Ländern mit Erfolg eingesetzt, wobei sie einige Modifikationen erfuhr [63, 290, 425]. Dabei war der Drinker-Respirator nicht nur ein zuverlässiges und durables Gerät, sondern auch sehr groß und schwer [61, 374]. Selbst seine Erbauer hielten ihn für schwerfällig und kompliziert [146]. Vor allem war Drinkers „Iron Lung“ aber eines: teuer [374].

[75] Für die Rettungsarbeit im Notfalleinsatz, die ja überwiegend von Laienrettern ausgeübt wurde, empfahlen Drinker und Shaw weiterhin die manuelle Methode nach Schäfer [425].

Iron Lung: John Haven Emerson (1931)

1931 stellte John Haven Emerson (1906-1997) aus Cambridge eine verbesserte Version der “Iron Lung” vor, dargestellt in Abbildung 46. Diese war nicht nur leichter und einfacher zu handhaben, sondern arbeitete auch deutlich leiser [290, 374]. So verwendete Emerson zur Erzeugung der Druckveränderungen in seiner Maschine anstelle der Gebläse einen großen Lederbalg, der das Fußende des Tanks darstellte und über ein motorgetriebenes Gestänge in das Gehäuse hinein- oder aus diesem herausgedrückt wurde [241]. Im Falle eines Stromausfalls oder bei einem Defekt des unter dem Tank befindlichen Motors, konnte der Lederbalg auch per Hand bedient werden und somit eine manuelle Beatmung erfolgen [241, 290]. Im Verhältnis zu Drinkers ursprünglichem Modell war Emersons Version aber vor allem deutlich günstiger [290, 374]. So kostete der Emerson-Respirator nur halb so viel wie der Drinker-Respirator [374]. Nachdem Drinker einen Rechtsstreit über Patentrechtsverletzungen gegen Emerson verlor [290, 374], entwickelte sich der Emerson-Respirator zum vorherrschenden Beatmungsgerät bei Poliomyelitisfällen mit respiratorischer Paralyse, das zwischen 1930 und 1960 in tausendfacher Stückzahl gefertigt wurde [290].



Abb. 46: Rückansicht von Emersons „Iron Lung“ mit Blick auf Lederbalg und Antriebsgestänge [313]

Alternativen zur Iron Lung: Behelfskonstruktionen während der Polioepidemien

Trotz guter klinischer Erfolge in der Behandlung der poliomyelitisbedingten Ateminsuffizienz hatten die anglo-amerikanischen Tank-Respiratoren einen entscheidenden Nachteil. Es waren keine ausreichenden Stückzahlen verfügbar, um auf dem Höhepunkt der Polioepidemien der Flut der zu beatmenden Patienten Herr zu werden. Es liegt nahe, die Ursache hierfür in der sicherlich aufwendigen Fertigung dieser großformatigen Respiratoren zu suchen, die vermutlich zu einer langen Produktionszeit mit entsprechend niedrigen Stückzahlen führte. Die mangelnde Verfügbarkeit der Tanks lag sicherlich nicht zuletzt auch an dem durch die aufwendige Fertigung bedingten hohen Anschaffungspreis der Respiratoren, den viele Kliniken und Institutionen wahrscheinlich einfach nicht aufbringen konnten, oder der sie zumindest daran hinderte, größere Mengen der Geräte abzunehmen[76].

Dies zeigt eine Veröffentlichung von Philip Drinker und Edgar L. Roy (1905-1995) aus den dreißiger Jahren, in der sie detaillierte Konstruktionspläne zur Herstellung von behelfsmäßigen Beatmungsgeräten aus Haushaltsmaterialien vorstellten (siehe Abb. 47 und 48) [145]. Diese waren als Alternative zur teuren „Iron Lung“ gedacht und sollten die Zeit bis zum Erhalt eines vollwertigen Tank-Respirators überbrücken. Aufgrund ihrer Größe konnten die Beatmungsgeräte allerdings nur für die Beatmung von Kleinkindern verwendet werden.

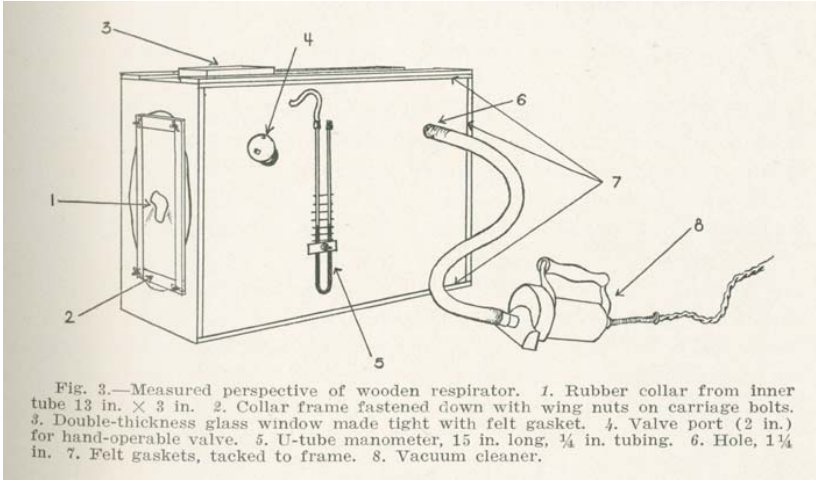


Fig. 3.—Measured perspective of wooden respirator. 1. Rubber collar from inner tube 13 in. × 3 in. 2. Collar frame fastened down with wing nuts on carriage bolts. 3. Double-thickness glass window made tight with felt gasket. 4. Valve port (2 in.) for hand-operable valve. 5. U-tube manometer, 15 in. long, ¼ in. tubing. 6. Hole, 1¼ in. 7. Felt gaskets, tacked to frame. 8. Vacuum cleaner.

Abb. 47: Zeichnung des Behelfsmodells der „Iron Lung“, 1938 [145]

[76] Um den Kampf gegen die Poliomyelitis finanziell zu unterstützen, wurde 1938 die „National Foundation For Infantile Paralysis“ unter der Schirmherrschaft des amerikanischen Präsidenten Franklin Delano Roosevelt ins Leben gerufen. Roosevelt war 1921 selbst an Poliomyelitis erkrankt und seitdem auf Gehilfen angewiesen. Unter dem Namen „March of Dimes“ wurde die amerikanische Bevölkerung zu Spenden für die Erforschung und Behandlung der Poliomyelitis aufgerufen [236]. Dass auch die Anschaffung von Beatmungsgeräten unterstützt wurde, zeigt der große „A March Of Dimes Service“-Aufkleber am Emerson-Respirator in Abbildung 46.

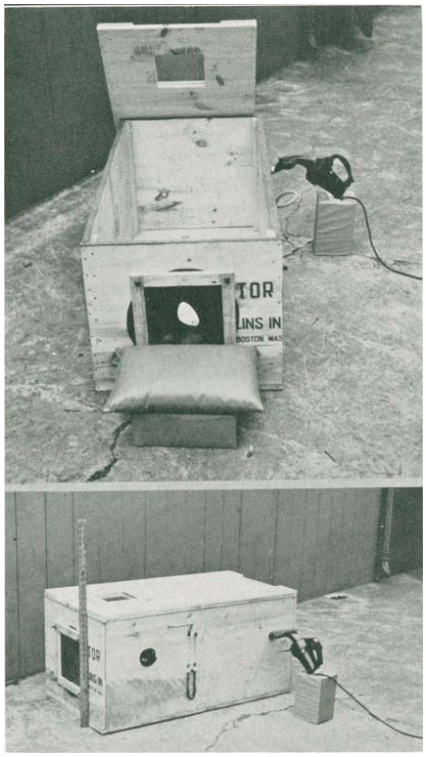


Abb. 48: Behelfsmodell der „Iron Lung“, 1938 [145]

Hergestellt wurden die Behelfsrespiratoren aus Materialien die bereits im Haushalt vorhanden waren oder bequem im Haushalts- oder Eisenwarenladen besorgt werden konnten. Dazu gehörten der Innenschlauch eines Autoreifens als Ersatz für den Gummikragen, ein Staubsauger zur Erzeugung des notwendigen Unterdrucks, ein Stück einer dicken Glasscheibe und eine Ledersohle, die als per Hand zu bedienendes Ventil fungierte. Als Manometer diente ein u-förmig gebogenes Glasrohr, das mit farbiger Flüssigkeit gefüllt war. Der „Tank“ selbst bestand nicht aus Metall, sondern wurde aus Fichtenholz zusammengezimmert. Trotz ihrer behelfsmäßigen Konstruktion war der Einsatz dieser „Beatmungskiste“ in Notfallsituationen erfolgreich [145].

Tank-Respiratoren: Varianten außerhalb der USA

Die nur in geringer Stückzahl verfügbaren amerikanischen Tankrespiratoren stellten auch andere Länder vor Probleme, die von den sich ausbreitenden Polioepidemien betroffen waren. Unter Zeitdruck auf brauchbare Alternativen angewiesen, kam es in der Folge zu Eigen- und Weiterentwicklungen der „Iron Lung“, die zudem erschwinglicher als das Original waren.

Als die Polioepidemie 1937 den australischen Kontinent erreichte, waren dort nur einige wenige Drinker-Respiratoren vorhanden, die zudem im Falle von Wartungsarbeiten zurück in die USA geschickt werden mussten [374]. Um eine Alternative zu den teuren und kaum verfügbaren Drinker-Respiratoren zu schaffen, wurden, zunächst insbesondere in Australien, unabhängig voneinander verschiedene Respiratoren konstruiert, die der hohen Zahl an beatmungspflichtigen Poliopatienten gerecht werden sollten.

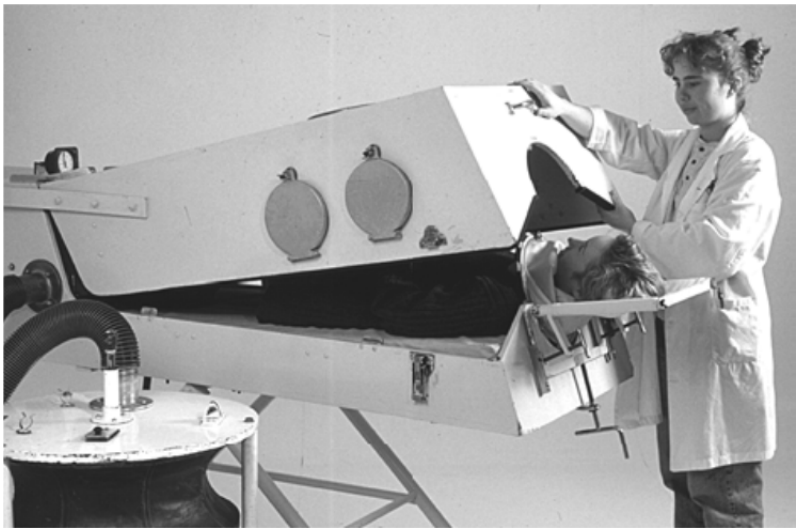


Abb. 49: „Alligator“-Design des Both-Respirators. Im Vordergrund der Blasebag des Antriebsmechanismus [374].

Am weitesten verbreitet war dort der Tank-Respirator der Brüder Edward (1908-1987) und Donald Both (gest. 2005), die als Ingenieure an der Universität von Adelaide arbeiteten. Nach Ausbruch der australischen Polioepidemie 1937, konstruierten sie in nur wenigen Wochen einen Tank-Respirator, der einige Veränderungen gegenüber dem Modell von Drinker aufwies. Hauptunterschied dieses sogenannten „Both portable cabinet respirator“ war seine Konstruktion aus Sperrholz, die ihn deutlich leichter und dank Rollen auch deutlich mobiler als den Drinker-Respirator machte. Zudem war die obere Hälfte des Tanks aufklappbar, was einen schnellen Zugang zum Patienten ermöglichte und ihm den Namen „Alligator“ einbrachte (siehe Abb. 49). Die (Unter)-Druckerzeugung erfolgte über einen Elektromotor, der über einen Kompressor einen großen Blasebalg antrieb. Die gesamte Antriebseinheit befand sich neben dem Tank und war mit diesem über eine Schlauchleitung verbunden [374].

In den dreißiger Jahren war der Both-Respirator über das gesamte Commonwealth verbreitet, was nicht zuletzt an seiner schnellen und kostengünstigen Herstellung lag. So kostete der Both-Respirator seinerzeit 100 £, ein Drinker-Respirator dagegen 1500 £ [374]. Mitentscheidend für die weitere Verbreitung des Both-Repirators war allerdings die finanzielle und logistische Unterstützung durch den britischen Industriellen Lord Nuffield[77] (1877-1963). Dieser kündigte im Oktober 1938, unter dem Eindruck eines Filmberichts über die Rettung eines an Polio erkrankten Kindes mit Hilfe des Both-Respirators, öffentlich an, wenn nötig 5000 Respiratoren herzustellen und kostenfrei allen Kliniken des Commonwealth zur Verfügung zu stellen [285, 374]. Nuffield übernahm anschließend die Herstellung der Geräte in seinen eigenen Automobilfabriken, den

[77]William Richard Morris, später Lord Nuffield, war der Gründer und Inhaber Morris Motors Company in Oxford [374].

„Morris Motor Works“, ebenso wie den Vertrieb und die Ausbildung an den Geräten. So wurden bis März 1938 allein auf den Britischen Inseln 965 Nuffield-Both-Respiratoren ausgeliefert [374]. Ein Modell des Nuffield-Both-Respirators ist in Abbildung 50 zu sehen.

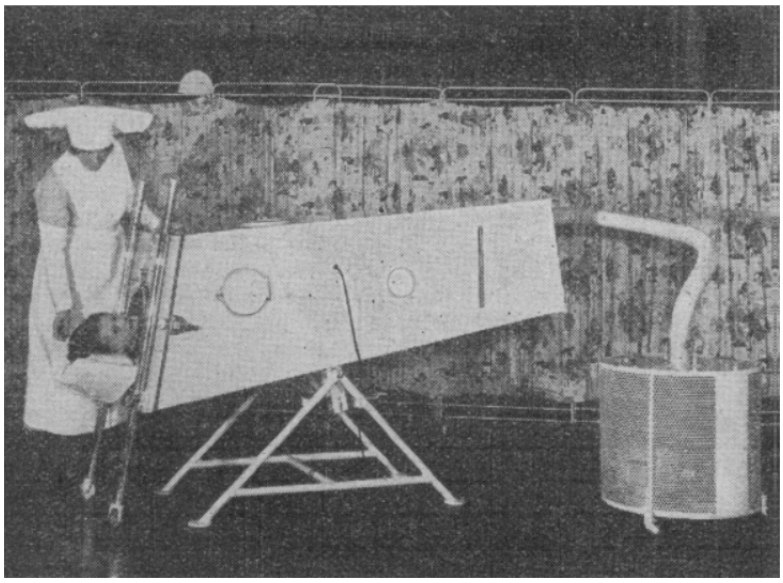


Abb. 50: Modell eines Both Respirators, North-Western Hospital, London County Council 1938 [377]

Unabhängig vom Both-Respirator wurde 1937 ein weiterer Tank-Respirator aus Sperrholz durch den Australier Aubrey Burstall (1902-1984) konstruiert, einem Ingenieur an der University of Melbourne [51, 374]. Dieser Burstall-Respirator zeichnete sich durch einen gegenüber dem Drinker-Respirator modifizierten Antrieb aus, der sogenannten „pulsator unit“, die den gleichzeitigen Betrieb von 6 Tanks ermöglichte [51], was deutlich zur Kostensenkung beitrug[78]. 35 dieser „pulsator units“ wurden 1937 in Australien hergestellt, womit ein Betrieb von über 200 Tanks ermöglicht wurde [51].

Um die Kosten weiter zu senken und Probleme bei der Pflege der Patienten zu umgehen, entwickelte Burstall im Verlauf des Jahres 1937 außerdem den „Jacket Respirator“, einen Cuirass-Respirator mit Vorder- und Rückseite aus Aluminium und einer innen liegenden Gummiweste (siehe Abb. 51). Der „Jacket Respirator“, der erstmals am 27. Januar 1938 vorgestellt wurde, konnte in 3 Größen ab einem Alter von 3 Jahren aufwärts eingesetzt werden. Er wurde ebenfalls durch die „pulsator units“ betrieben oder gleich direkt per Bohrloch an einen bereits vorhandenen Burstall-Respirator angeschlossen. Durch das geringe Luftvolumen, das zum Druckaufbau benötigt wurde, konnten auf diese Weise gleich mehrere dieser „jacket respirators“ an einen Tank-Respirator angeschlossen werden, ohne dass dieser in seiner Funktion beeinträchtigt wurde [51].

[78] Der kostenintensivste Teil der Tank-Respiratoren war der aus einer elektrischen und einer mechanischen Komponente bestehende Antrieb

Der „Jacket Respirator“, der primär für die Langzeitbeatmung bei Poliomyelitis vorgesehen war, stellte für Burstall keinen Ersatz für die Tank Respiratoren dar, sondern sollte für die Patienten eingesetzt werden, die zwar noch beatmungspflichtig waren, sich aber, im Sinne einer widerkehrenden Muskelfunktion, bereits auf dem Wege der Besserung befanden [51]. Als alternative Einsatzmöglichkeit des „Jacket Respirators“ gab Burstall die Wiederbelebung im Ertrinkungsfall an, zumal der Respirator aufgrund von Größe und Gewicht leicht zu transportieren war und zudem problemlos nur mit einem Handbalg betrieben werden konnte. Da die Anlage des Respirators sehr zeitaufwendig war, Burstall veranschlagte hierfür 10 bis 12 Minuten, favorisierte er allerdings für Notfälle den Tank Respirator [51].



Abb. 51: Burstall Jacket-Respirator, angeschlossen an eine „pulsator unit“, 1938 [51]

Die „Eiserne Lunge“: Tank-Respiratoren in Deutschland

Auch in Europa entstand Ende der vierziger Jahre durch die sich ausbreitenden Poliomyelitisepidemien ein dringender Bedarf an Beatmungsgeräten, die eine Langzeitbeatmung von wachen Patienten ermöglichten. Als die Polioepidemie 1947 auf Deutschland übergriff war die medizinische Ausstattung der deutschen Krankenhäuser kriegsbedingt nur rudimentär. So gab es im Allgemeinen Krankenhaus von Hamburg Altona, das für die Poliofälle aus ganz Hamburg zuständig war, offenbar nur einen einzigen von der Feuerwehr geliehenen Pulmotor[79], der für die Beatmung von Poliopatienten mit Atemlähmung zur Verfügung stand [73].

Um dem dringenden Bedarf an Beatmungsgeräten nachkommen zu können, beauftragte der Direktor des Allgemeinen Krankenhauses Altona, Reinhard Aschenbrenner (1906-2008), seinen Kollegen Axel Dönhardt (1920-2004), schnellstmöglich eine eigene Version der „Iron Lung“ von Drinker zu bauen, zumal der Ankauf entsprechender amerikanischer Beatmungsgeräte im Nachkriegsdeutschland der vierziger Jahre völlig außer Frage stand. Als Vorlage diente ein Nuffield-Both-Respirator aus dem Garnisons-Lazarett der Britischen Militärregierung. Diese erste in Deutschland hergestellte „Eiserne Lunge“ (siehe Abb. 52) entstand zusammen mit den Ingenieuren der Deutschen Werft in Hamburg unter denkbar schwierigen Bedingungen innerhalb von nur drei Tagen aus einem Torpedorohr als Druckkammer und aus dem Blasebalg einer Feldschmiede, dem Getriebe eines Fischkutters und einem Elektromotor als Antrieb. Fortlaufend verbessert sorgten diese „Eisernen Lungen“ in den folgenden Jahren in Hamburg für eine deutliche Senkung der Letalität bei Atemlähmung. Ab 1949 wurde allerdings die Produktion auf der Deutschen Werft eingestellt, als diese wieder in den Schiffbau einstieg [73].

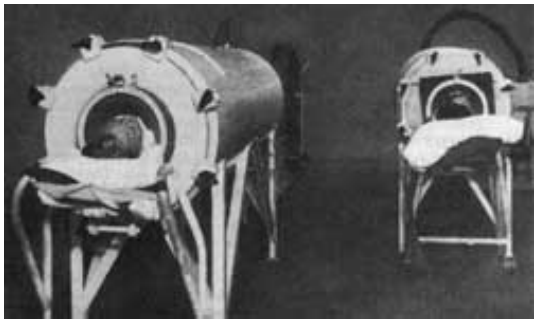


Abb. 52: Dönhardts erste „Eiserne Lunge“, 1947 [74]

[79] Dieser bereits seit 1908 als Notfallbeatmungsgerät auf dem Markt befindliche Pulmotor schien allerdings eher ungeeignet [73], da die mit diesem Gerätetypus verwendeten Gesichtsmasken von wachen Patienten nur schlecht toleriert wurden. Hierdurch wurde eine suffiziente Beatmung deutlich erschwert [61, 144, 146].

Weitergeführt wurde die Herstellung von Dönhardts Respirator durch die Lübecker Firma Dräger [16, 73, 177], die ebenfalls bereits 1947 ein erstes Versuchsmodell einer „Eisernen Lunge“, zu sehen in Abbildung 53, entwickelt hatte [17, 169]. Das erste serienreife Modell entstand im Jahr 1950 [17, 169].

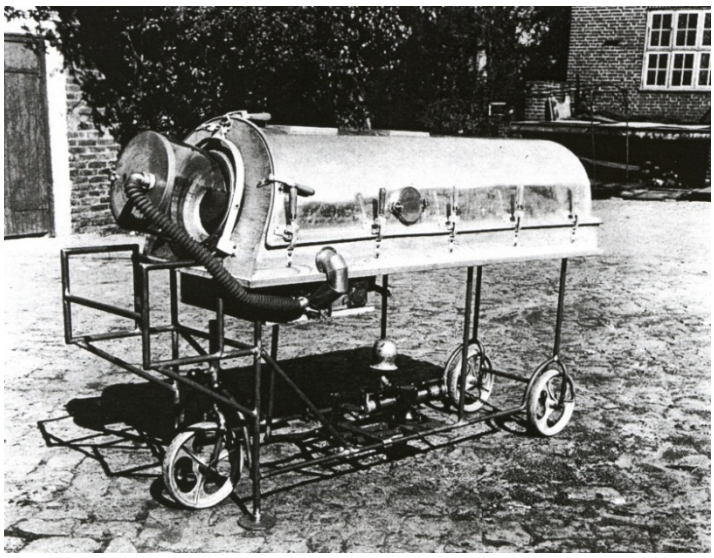


Abb. 53: Prototyp der „Eisernen Lunge“ von Dräger, 1947 [169]

Auch die Dräger Tankrespiratoren basierten auf den amerikanischen Modellen [177], wurden aber in vielen Punkten weiterentwickelt und verbessert. So erfolgte der Druckaufbau über einen beweglichen Zwischenboden unter dem Patienten, mit dem Beatmungsdrücke von –25 und +25 mbar mit einer Frequenz von 10 bis 30/ min erzeugt werden konnten [17, 169]. Im späteren Modell „E 500“ wurden die Beatmungsdrücke dann durch eine in den Antrieb eingebaute „Kurvenscheibe“ gesteuert [175]. Im Gegensatz zur „Iron Lung“ von Drinker war das in Abbildung 54 dargestellte Modell Dräger „E 52“ aufklappbar [175], was einen leichteren Zugang zum Patienten ermöglichte. Um für die Zeit des Aufklappens eine Beatmung zu ermöglichen, konnte bereits ab den ersten Modellen eine sogenannte „Dombeatmung“ [175] erfolgen, eine Form der Überdruckbeatmung, bei welcher der Kopf des Patienten mit einer Glaskuppel umgeben wurde. Das Prinzip von Unterdruckbeatmung und „Dombeatmung“ in Drägers „Eiserner Lunge“ wird anhand der Abbildungen 55 und 56 aus der amerikanischen Patentschrift Nr. 2644445, eingereicht 12.01.1951, erläutert [367]. Der bewegliche Zwischenboden *4*



Abb. 54: „Eiserne Lunge“ Modell „E 52“ mit elektrischem Antrieb, 1952 [169]

des Modells „E 52“ war vom Konstruktionsprinzip her eine Membranpumpe mit steifer Membran. Durch Abwärtsbewegung dieser Membran wurde ein Unterdruck in der Behandlungskabine *12* erzeugt (siehe Abb. 55). Zeitgleich wurde im Raum *14* unterhalb der Membran ein Überdruck generiert, der bei angeschlossener „Dombeatmung“ *17* zur simultanen Überdruckbeatmung des Patienten verwendet werden konnte (siehe Abb. 56). Auf diese Weise war es möglich, zum Beispiel für pflegerische Maßnahmen verzögerungsfrei zwischen „Tankbeatmung“ und „Dombeatmung“ zu wechseln, ohne dabei den gerade ablaufenden Respirationszyklus zu verändern oder gar zu unterbrechen [367].

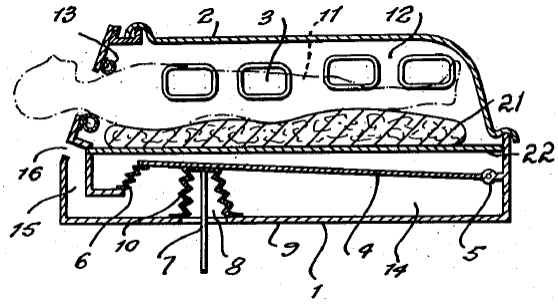


Abb. 55: Längsschnitt mit Blick auf den Beatmungsmechanismus [367]

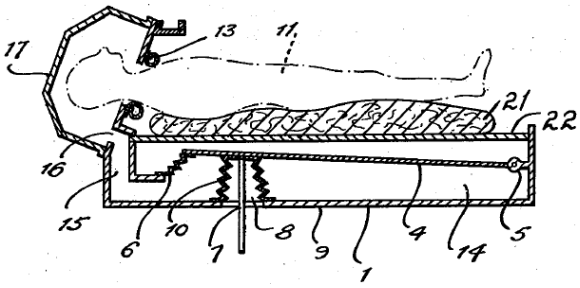


Abb. 56: Funktionszeichnung bei „Dombeatmung“ [367]

Bemerkenswert war auch die in Abbildung 57 erkennbare, sogenannte „Anti-Decubitus-Matratze“, „Anti-Decubitor“ genannt. Diese bestand aus verschiedenen Schlauchsystemen, in denen abwechselnd Druck erzeugt wurde, sodass die Auflagestellen am Körper des Patienten ständig wechselten, wodurch Druckgeschwüre verhindert werden sollten [175].

Trotz ihrer Erfolge vor allem bei der Behandlung des „respiratorischen Notfalls“ und der Beatmung von ateminsuffizienten Poliomyelitispatienten blieben die bauartbedingten gravierenden Nachteile der Tankrespiratoren bestehen. Zum einen waren die Geräte teuer in der Herstellung [61, 374], hatten ein hohes Gewicht [61, 146, 241, 374] und nahmen aufgrund ihrer Größe viel Raum ein [16, 17, 169, 374]. Zudem konnte es durch die Behandlung in Tankrespiratoren zu verschiedenen Nebenwirkungen kommen. Hierzu gehörte die Beeinflussung des Kreislaufs. Im Allgemeinen wurde angenommen, dass die als physiologischer angesehene Unterdruckbeatmung der

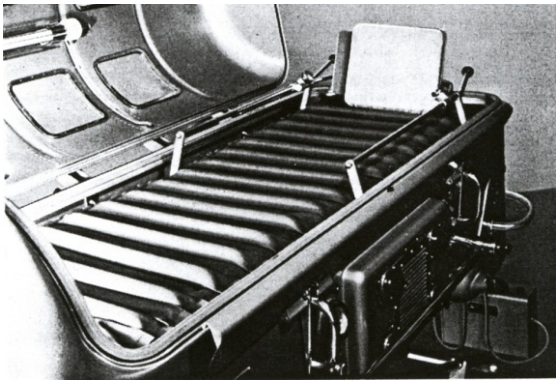


Abb. 57: „Anti-Decubitor“-Matratze [175]

Überdruckbeatmung entgegengesetzte Effekte hervorrufen und somit den Kreislauf unbeeinflusst lassen würde [63]. Tatsächlich bestanden jedoch in den Lungen von Patienten, die in den Tank Respiratoren mit ihrem ganzen Körper einem Unterdruck ausgesetzt waren, prinzipiell die gleichen Druckverhältnisse wie bei der Überdruckbeatmung. So stellte der in die Lungen einströmende Umgebungsluftdruck im Verhältnis zu dem sie umgebenden subatmosphärischen Druck einen Überdruck dar. In der Folge konnte es bei den Patienten zur Kreislaufdepression durch die reduzierte kardiale Auswurfleistung bis hin zum „tank shock“ kommen [61, 63]. Außerdem induzierte die Unterdruckbeatmung eine Dysfunktion des unteren Ösophagusspinkters. Dies konnte zur Regurgitation und auch Aspiration von Mageninhalt führen [63, 64]. Auch die weitgehende Immobilisation des Patienten ohne ausreichende Lagerungsmöglichkeiten beeinträchtigte dessen Komfort und führte häufig zu therapiebedürftigen Schmerzen im Bewegungsapparat, vor allem Rückenschmerzen [63, 64, 241]. Von entscheidender Bedeutung waren allerdings die Probleme, die sich für die Krankenpflege der Patienten ergab. Diese gestaltete sich sehr schwierig und aufwendig [16, 17, 19, 169], zumal es kaum eine Möglichkeit des Zugangs zum Körper des Patienten gab [61, 73, 241]. Hierfür mussten Luken in der Wand des Respirators geöffnet werden [61], oder der Patient ganz aus dem Tank ausgeschleust werden. Beides war häufig mit belastenden Beatmungspausen für den Patienten verbunden.

Die Cuirass-Respiratoren

Auch vor diesem Hintergrund stellten daher die Cuirass-Respiratoren eine echte Alternative zu den Tank-Respiratoren dar, da sie dem Patienten deutlich mehr Bewegungsfreiheit boten und einen besseren Zugriff für krankengymnastische und pflegerische Maßnahmen ermöglichten. Zudem bewirkten die Cuirass Modelle keine relevante Kreislaufdepression sondern erhöhten vielmehr den venösen Rückstrom zum rechten Vorhof [63, 64]. Von Vorteil gegenüber den Tank Respiratoren war auch ihr aus geringer Größe und Gewicht resultierender verringerter Platzbedarf verbunden mit einer hohen Portabilität [241]. Außerdem kosteten sie weniger als die Tank Modelle [241]. In ihrer ventilatorischen Wirkung geringer als die „Eisernen Lungen“ [175, 241], wurden die verschiedenen Cuirass

Modelle vorwiegend für Patienten mit einer erhaltenen muskulären Restfunktion eingesetzt, oder für Patienten deren Muskelfunktion nach einer Polioinfektion langsam wiederkehrte [169, 175]. In letzterem Fall konnten die Cuirass Modelle sowohl zur endgültigen Entwöhnung von der Beatmung, als auch zur langfristigen Unterstützung bei unvollständiger Restitution eingesetzt werden [175].
Dabei waren diese Respiratoren keine einheitliche Gruppe, sondern bestanden aus vielen unterschiedlichen Modellen. Es gab die eigentlichen starren Shell oder Cuirass Respiratoren, die auf Thorax und oder Abdomen geschnallt wurden (siehe Abb. 58). Dazu gehörten das bereits erwähnte Modell von Ignez von Hauke (1874), Rudolf Eisenmenger (1903) und der „Jacket Respirator“ von Aubrey Burstall (1937). Ab 1949 gingen auf dem amerikanischen Markt der Fairchild-Huxley Chest Respirator, mit einem thorakalen und einem thorako-abdominellen Modell in je drei Größen, und der Monaghan Portable Respirator, der über 6 unterschiedlich große Plastikschalen mit aufblasbarem Gummirand verfügte, in die Massenproduktion [290, 425].

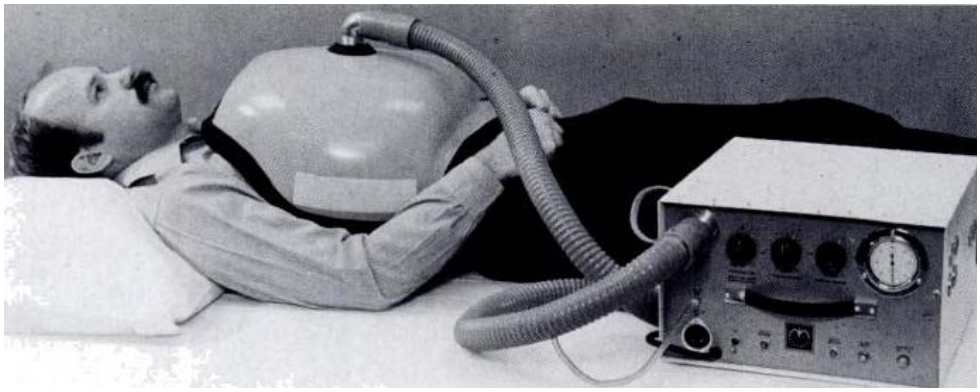


Abb. 58: Cuirass mit angeschlossenem Unterdruckbeatmungsgerät [241]

Ab 1956 baute die Firma Dräger den „Rumpf-Respirator“ [169, 175, 177], der Rumpfhauben aus Plexiglas in fünf verschiedenen Größen beinhaltete, die Brust und Bauch des Patienten bedeckten (siehe Abb. 59 und 60) [169]. Die Antriebseinheit beinhaltete eine Balgpumpe, die mit einer einstellbaren Frequenz von 10 bis 30/ min Drücke von bis zu 40 mbar unter der Rumpfhaube aufbauen konnte [169].



Abb. 59: Dräger Rumpf-Respirator, 1956 [177]

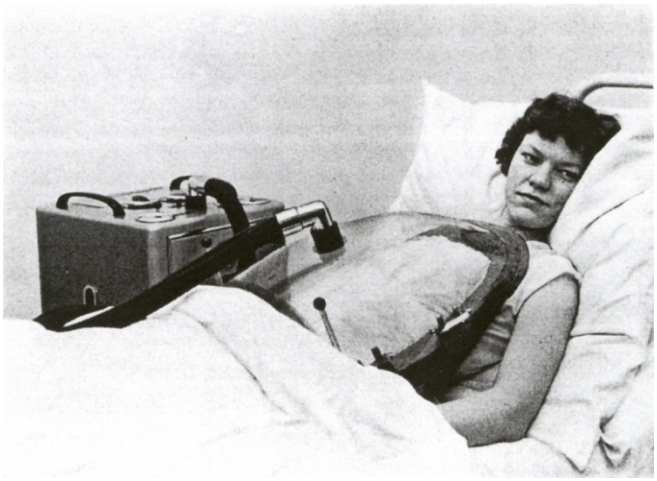


Abb. 60: Rumpf-Respirator im Einsatz [175]

Eine Abwandlung des Cuirass Respirators war der „Poncho“, „Raincoat“ oder auch „Pneumo Wrap“, „Pulmo Wrap“ oder „Body Wrap“ Respirator [241], der bereits Ende der zwanziger Jahre entwickelt wurde [336]. Auch hier war eine starre, kuppelförmige Schale vorhanden, die allerdings U-förmig um die Körperseiten herumführte und somit über Thorax und Abdomen zu liegen kam, ohne diese zu berühren. Über diese Schale wurde ein Overall oder eine lange Jacke aus relativ luftdichtem Material gestülpt. Innerhalb dieses Overalls wurde ein Unterdruck erzeugt, der über die Beatmungshaube auf Thorax und Abdomen einwirkte. Riemen oder Gummizüge an den Extremitäten und je nach Bauart an Hals, Gesicht und Gesäß verhinderten größere Leckagen [241, 336, 375, 425]. Einen solchen „Body Wrap“ Respirator zeigt die Abbildung 61.



Abb. 61: „Body Wrap“ Respirator. Im Bereich von Thorax und Abdomen zeichnet sich unter dem Overall die starre Plastikschale ab [241]

Vorteil dieses Respiratortyps war zum einen die größere Bewegungsfreiheit innerhalb der Schale ohne die Problematik von Druckstellen [375, 425]. Konstruktionsbedingt mussten weder der Stoff der Jacke, noch deren Abschlüsse

am Kopf und den Extremitäten strikt luftdicht gehalten sein, was ebenfalls dem Patientenkomfort zugute kam [375]. Entscheidend war aber die deutlich höhere Effektivität der Body Wrap Respiratoren gegenüber den herkömmlichen Cuirass Modellen [425].

Ein der bekannteren Vertreter dieser Respiratoren war der Jacket Respirator von Edward Albert James Tunnicliffe (Lebensdaten unbekannt) aus London, auch bekannt als „Tunnicliffe Breathing-Jacket“, der ab 1955 hergestellt wurde. Die Jacke des Respirators bestand aus einem Baumwoll-Nylon Gemisch und wurde am Hals mit einem Gummikragen, an den Oberarmen und dem Gesäß mit Riemen abgedichtet (siehe Abb. 62) [425].

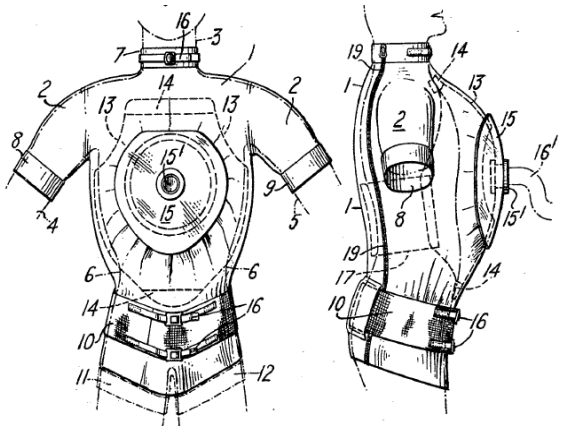


Abb. 62: Schematische Darstellung der „Tunnicliffe Breathing-Jacket“ aus der Patentschrift [375]

Direkter Vorläufer der „Tunnicliffe Breathing-Jacket“ war ein Body Wrap Respirator, der bereits 1929 von dem Marburger Harald Schumacher (Lebensdaten unbekannt) entwickelt worden war und auch in der Patentschrift von Tunnicliffe zitiert wurde (siehe Abb. 63). Die Stoffhülle *a* dieses Modells war als langer Schlauch ausgebildet, dessen oberes Ende aus einer Kapuze mit Gummirand *c* bestand, der das Gesicht umschloss. Das untere Ende *b* des Schlauchs wurde unterhalb der Füße per Riemen verschlossen. Durch diese einfache Konstruktion konnten Patienten beliebiger Größe behandelt werden. Die Schale *e* dieses Respirators war nur als Stützgerüst ausgebildet und durch Längs- und Querbügel *f* in Breite, Länge und Höhe nach Bedarf einstellbar. Zudem konnte das Stützgerüst zum Transport zusammengelegt werden [336].

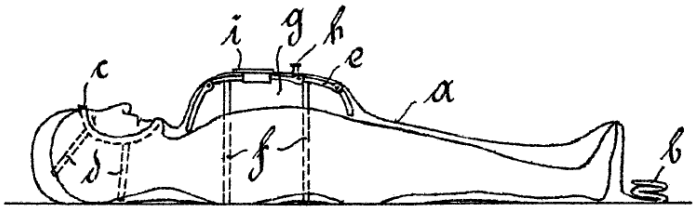


Abb. 63: „Body Wrap” Respirator im Längsschnitt, H Schumacher 1929 [336]

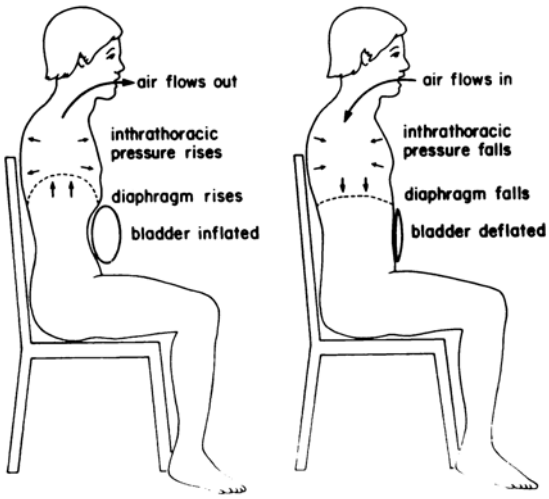


Abb. 64: Funktionsweise des „Pneumobelts“ [241]

Zu den Respiratoren, die eine Verlagerung der Zwerchfellebene bewirkten, gehörten nicht nur thorako-abdominelle Cuirass Modelle wie der bereits erwähnte „Biomotor“ von Rudolf Eisenmenger, sondern auch rein abdominell ansetzende Apparate wie der „Pneumobelt“, der ebenfalls in der fünfziger Jahren entwickelt wurde [241]. Dieser bestand aus einer aufblasbaren Gummiblase, die auf dem Abdomen positioniert war und durch ein Überdruckbeatmungsgerät periodisch aufgeblasen wurde. Der dabei auf das Abdomen übertragene Druck führte zu eine kranialen Verlagerung des Zwerchfells, was eine Exspiration bewirken sollte. Die Inspiration erfolgte durch die passive Rückverlagerung des Zwerchfells entlang der Schwerkraft. Der „Pneumobelt“ war allerdings deutlich weniger effektiv als die Cuirass-Respiratoren. Er wirkte mehr im Sinne einer Unterstützung der Eigenatmung und das auch nur solange sich der Patient in aufrecht sitzender Position befand (siehe Abb. 64) [241].

Dem Prinzip der Kompression bediente sich auch der Anfang der dreißiger Jahre von Sir William Henry Bragg (1862-1942) erdachte und 1934 von dem Ingenieur Robert Paul (1869-1943) weiterentwickelte „Bragg-Paul Pulsator” (Abb. 65), der von der Londoner Firma Siebe Gormann hergestellt wurde [290, 302]. Hierbei wurde allerdings die Form der Kompressionsmethode weiterverfolgt, die bereits 1831 von Dalrymple und 1836 von Hufeland empfohlen wurde [253, 262, 335]. Dieser „Bragg-Paul



Abb. 65: Bragg-Paul Pulsator, 1938 [247]

Pulsator“ bestand aus einem breiten Gummischlauch, der über einen Blasebalg mit elektrischem Antrieb periodisch mit Luft gefüllt wurde[80] [290, 302]. Für Bereiche ohne Stromversorgung konnte auf einen hydraulischen Antrieb zurückgegriffen werden, der über die Wasserversorgung betrieben wurde und bis zu 700 Gallonen Wasser pro Tag verbrauchte [302].

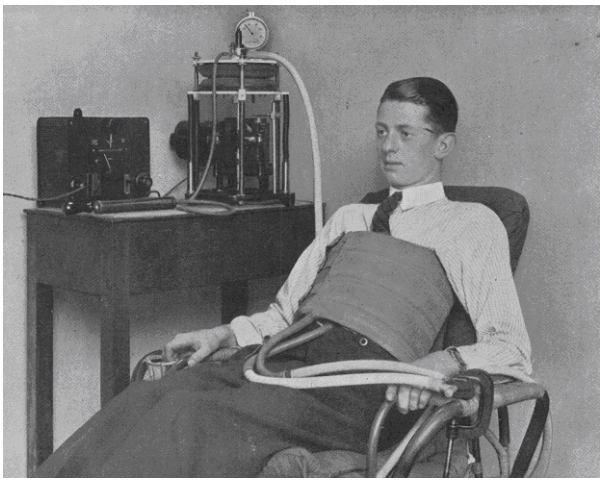


Abb. 66: Bragg-Paul Pulsator in Anwendung, 1938 [302]

Dieser Gummischlauch wurde um den knöchernen Thorax herum positioniert (siehe Abb. 66) und bewirkte eine Exspiration durch Kompression des Thorax mit nachfolgender passiver Inspiration [36, 302]. Der Bragg-Paul Pulsator wurde erfolgreich und in großem Maße während der Poliomyelitis Epidemie in England im Jahre 1938 eingesetzt. Mit Beginn des zweiten Weltkriegs wurden die Bestände von der englischen Marine aufgekauft und auf See eingesetzt [425].

Eine Sonderstellung unter den nicht invasiven Beatmungsformen nahm der 1934 von Peter Petersen in Schweden zum Patent angemeldete „Pulsatorgürtel“ ein [307, 308, 425]. Hierbei handelte es sich um ein transportables Notfallbeatmungsgerät, das von seinem Erfinder unter anderem für den Einsatz in Schwimmbädern gedacht war [307, 425].

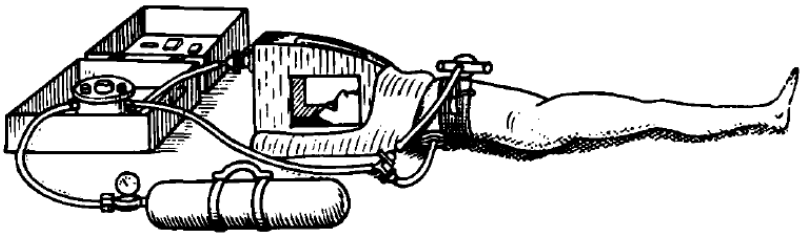


Abb. 67: Pulsatorgürtel mit Inhalationshaube [425]

Der Apparat wurde von der Firma „AB. Aga-Faxius“ aus Malmö auf den Markt gebracht [307]. Der „Pulsatorgürtel“ kombinierte die thorakale

[80] Der Prototyp, den Bragg für einen an Muskeldystrophie erkrankten Freund entwickelt hatte, bestand aus den Gummiblasen zweier Fußbälle. Der eine wurde in die Länge gezogen und auf die Brust des Patienten geschnallt, der andere konnte mittels zweier Metallplatten komprimiert werden und diente so als Antrieb in der Art eines Blasebalgs. Der Prototyp wurde noch per Hand bedient. Bragg bat den mit ihm befreundeten Robert Paul, eine verbesserte Version des Prototyps zu erstellen. Erst diese Weiterentwicklung von Paul verfügte über einen elektrischen Antrieb [36].

Kompressionsmethode mit der Insufflation von Sauerstoff oder Carbogen[81] (siehe Abb. 67).

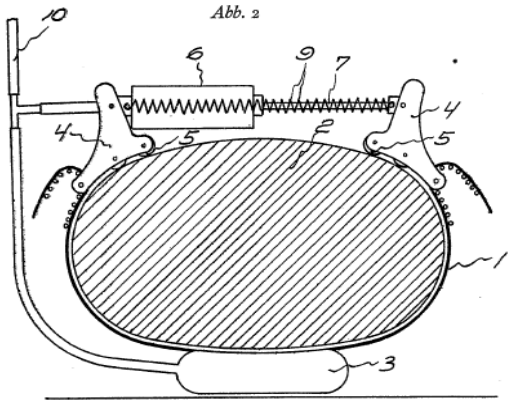


Abb. 68: Pulsatorgürtel im Inspirationszustand [308]

Das Insufflationsgas entstammte einer Druckgasflasche mit angeschlossenem Druckminderer und diente gleichzeitig dem Antrieb der Beatmungseinheit [306, 307, 308, 425], ein Prinzip das bereits seit 1908 in dem Notfallbeatmungsgerät „Pulmotor“ der Firma Dräger[82] Verwendung fand [17, 139]. Ein druckgesteuertes Wechselventil steuerte die Beatmungseinheit und führte dem Patienten Carbogen über eine Inhalationsmaske, Inhalationshaube oder Inhalationsdüse zu [308]. Auch dieses Prinzip der druckgesteuerten Beatmung fand zuvor im „Pulmotor“ der Firma Dräger Verwendung [17, 139]. Die eigentliche Beatmungseinheit bestand aus einem Ledergürtel, der um den Brustkorb des Patienten geschnallt wurde. Über dem Brustbein befand sich ein federbelasteter pneumatischer Kolben, der im Ausgangszustand den Gürtel um den Brustkorb zusammenzog und so für eine Exspiration (Abb. 69) sorgte. Ein Kolbenhub erfolgte durch die zugeführte Druckluft, wodurch der Brustgürtel erschlaffte und sich der Brustkorb wieder ausdehnte. Diese Inspirationsbewegung wurde durch eine Gummiblase verstärkt, die am Rückenteil des Brustgürtels angebracht war und sich gleichzeitig mit dem Kolben mit Druckluft füllte. Dies sollte zu einer Überstreckung der Brustwirbelsäule mit Aufrichtung der Rippenbögen führen (siehe Abb. 68). Ab einem einstellbaren Maximaldruck

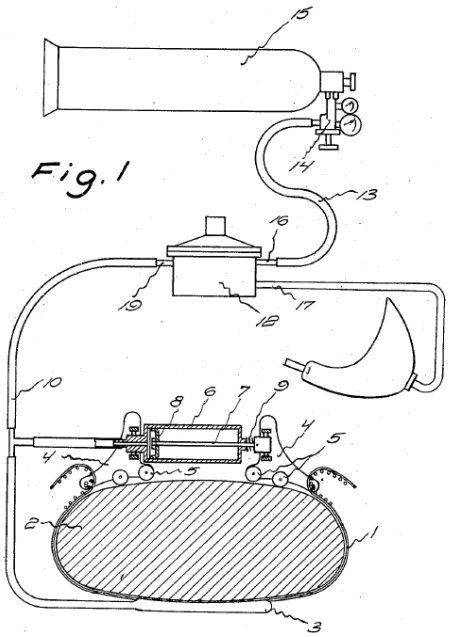


Abb. 69: Pulsatorgürtel mit Inhalationsmaske im Exspirationszustand [306]

[81] Carbogen ist ein zur Inhalation gedachtes Gasgemisch aus Sauerstoff (O_2) und Kohlendioxid (CO_2) in unterschiedlichen Anteilen. Petersen gibt in seinem US Patent ein Gemisch aus 93% O_2 und 7% CO_2 an. Bei Woollam wird eine Mischung aus 95% O_2 und 5% CO_2 beschrieben [306, 425].

[82] Auch die Firma Dräger arbeitete bereits seit 1922 an einem Beatmungsgerät, das zwei verschiedene Beatmungsformen kombinieren sollte. Hierbei wurde der mit Wechseldruck arbeitende Pulmotor, ein druckgesteuertes Überdruckbeatmungsgerät, das mit dicht aufsitzender Gesichtsmaske betrieben wurde, mit einer über dem Abdomen positionierten Saugglocke kombiniert [76].

schaltete das Wechselventil durch Unterbrechung der Druckgaszufuhr auf Ausatmung, wobei sich Kolbenpumpe und Gummiblase wieder entleerten [306, 308]. Trotz interessanter Ansätze wurde dieses Beatmungsgerät nie populär[83] [425].

Das vorläufige Ende der Unterdruckbeatmung

Wie zuvor dargestellt zeichnete sich die Gruppe der Cuirass-Respiratoren durch eine große Vielfalt aus, deren grundsätzliche Vorzüge gleich waren. Dazu gehörte die gegenüber den Tank Respiratoren einfachere Handhabung durch reduziertes Gewicht, Größe und daraus resultierend hohe Transportabilität [241]. Außerdem waren sie schneller und vor allem günstiger herzustellen [241]. Allerdings hatten die Cuirass-Respiratoren gegenüber den Tanks auch einen gewichtigen Nachteil. Sie waren in ihrer Ventilation deutlich weniger effektiv als die Tank Respiratoren [425]. So zeigten verschiedene Studien aus den USA der fünfziger Jahre, dass Tank Respiratoren bei gleicher Druckeinstellung ein 34 bis zu 100% höheres Atemzugvolumen generieren konnten als Cuirass-Respiratoren, wobei der thorako-abdominale Cuirass noch effektiver war als der rein thorakale Cuirass [425]. Auch das Airway-Problem blieb bei den Cuirass-Respiratoren ebenso ungelöst wie zuvor bei den Tanks. Als entscheidender Nachteil sowohl der Tank als auch der Cuirass-Respiratoren stellte sich allerdings ihre Unterlegenheit gegenüber den Verfahren der Überdruckbeatmung heraus.
Dies zeigte sich im Verlauf der Polio Epidemie, die 1952 in Kopenhagen ausbrach [425]. Zu dieser Zeit war das Blegdam Hospital das einzige Hospital der Stadt, die zu dieser Zeit etwa 1,2 Millionen Einwohner hatte, das Patienten mit Infektionskrankheiten aufnahm [273].
Zwischen dem 24. Juli und dem 3. Dezember wurden 2722 Patienten mit Poliomyelitis in das Blegdam Hospital aufgenommen. 866 dieser Patienten hatten bereits Paralysen entwickelt und insgesamt 316 Patienten benötigten zusätzlich respiratorische Unterstützung. Zu Spitzenzeiten benötigten über 70 Patienten

[83] Dies mag nicht zuletzt an der Verschaltung des „Pulsatorgürtels“ gelegen haben. Konstruktionsbedingt wurde nur aus Kolbenpumpe und Gummiblase stammendes Carbogen zur Gesichtsmaske oder Gesichtshaube geleitet. Somit stand nur mit dem Beginn der Ausatmung sauerstoffreiches Gas dem Patienten zur Verfügung. Mit dem Beginn der Einatmung aber versiegte diese Frischgasquelle. Allenfalls mit der Inhalationshaube konnte also eine gewisse Anreicherung der Inspirationsluft mit Sauerstoff erreicht werden. Diese Eigenart des „Pulsatorgürtels“ könnte auch als Konstruktionsfehler angesehen werden. Zudem dürfte der Ventilationseffekt von Petersens Beatmungsgerät eher gering gewesen sein.

gleichzeitig respiratorische Unterstützung [6, 273]. Schon allein ausstattungstechnisch war weder das Blegdam Hospital noch Kopenhagens andere Krankenhäuser der schieren Zahl von beatmungspflichtigen Patienten gewachsen. So bestand die Ausstattung des Blegdam Hospitals aus nur einem Emerson Tank Respirator und 6 Cuirass Respiratoren [273]. Zudem lag die Mortalitätsrate bei Patienten mit Bulbärparalyse trotz Beatmung in Tank oder Cuirass Respiratoren bei 85 bis 90%. [6, 273]. Von den in den ersten drei Wochen der Epidemie mit diesen Beatmungsgeräten behandelten 31 Poliopatienten starben 27, davon 19 in den ersten drei Tagen [177, 273, 421].

Ursache hierfür war nicht zuletzt das schwierige und aufwendige Airway-Management bei dieser Patientengruppe. Häufig führte eine massive Schleimsekretion zur Verlegung der Atemwege mit nachfolgender Atelektasenbildung und extremer Hyperkapnie unter der resultierenden Hypoventilation. Diese Situation wurde durch die mangelhafte Ventilationsleistung der Tank- und Cuirass-Respiratoren – mit denen nur Patienten mit erhaltenen Schutzreflexen und freien Atemwegen ausreichend behandelt werden konnten – noch verschlechtert. Viele der so behandelten Poliopatienten verstarben dementsprechend an den Folgen der Hypoxie und respiratorischen Azidose, aggraviert durch die Folgen der häufigen Aspirationen von Mageninhalt [6, 9, 257, 421].



Abb. 70: Björn Ibsen, Dänischer Anästhesist [421]

Um der Flut an beatmungspflichtigen Patienten und der hohen Mortalitätsrate zu begegnen, entwickelte der Anästhesist Bjørn Ibsen (1915-2007, Abb. 70) auf Einladung des Internisten Henry Cai Alexander Lassen (1900-1974), Direktor des Blegdam Hospital, eine Technik aus frühzeitiger Tracheotomie mit nachfolgender manueller Überdruckbeatmung über einen geblockten Trachealtubus [6, 273]. Diese Beatmung erfolgte aufgrund des zuvor beschriebenen Gerätemangels per Handbeutel mit einem sogenannten „to-and-fro absorber system“ [257]. Zu diesem Zweck wurden insgesamt über 1500 Medizin- und Zahnmedizinstudenten organisiert, von den täglich über 250 in 6- bis 8-Stunden-Schichten am Patientenbett saßen und die Patienten unter Supervision der im Hospital

vorhandenen Anästhesisten assistiert oder komplett manuell beatmeten [6, 257, 273, 421].



Abb. 71: Apparat für manuelle Überdruckbeatmung, Einsatz während Polioepidemie in Kopenhagen, 1952 [421]

Die Abbildungen 71 und 72 zeigen diese von Ibsen entwickelte Beatmungsvorrichtung. Zwischen einen per Hand zu bedienenden Gummibeutel und einen mit einem Exspirationsventil versehenen Konnektor war ein Atemkalk-Absorber (engl. „Soda Lime“[84]) geschaltet, der das Kohlendioxid aus dem System entfernte. Beatmet wurde mit einem Gasgemisch aus 50% Sauerstoff und 50% Stickstoff, das über ein Reduktionsventil mit einem Fluss von 5 l/min aus einer Druckflasche entwich und über einen Sprudler angefeuchtet wurde. Ein Winkelstück verband das Beatmungssystem mit einer blockbaren Endotrachealkanüle [273, 421].

Weitere entscheidende Maßnahme war eine regelmäßige, intensive Bronchialtoilette, um Atelektasen durch Sekretansammlungen zu vermeiden und zu therapieren. Zu diesem Zweck konnte über das erwähnte Winkelstück Schleim per Absaugkatheter aus den Luftwegen entfernt werden. Zudem erfolgte die Ernährung der Patienten über eine Magensonde, was der Aspirationsprophylaxe zugute kam [6, 273].

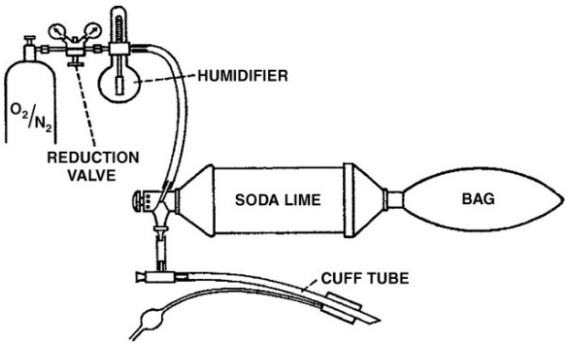


Abb. 72: Schematische Darstellung, Apparat für manuelle Überdruckbeatmung, Polioepidemie Kopenhagen, 1952 [273]

Mit dieser Vorgehensweise erreichte Ibsen nicht nur eine suffiziente Beatmung, sondern sorgte zugleich für freie Atemwege und verhinderte Komplikationen durch

[84] Atemkalk (englisch Soda Lime) ist ein Granulat aus Calziumhydroxid $Ca(OH)_2$ und Natriumhydroxid NaOH. Es dient in Beatmungsgeräten der Elimination von Kohlendioxid CO2, welches in Wasser und Wärme umgewandelt wird. Die chemische Reaktion läuft folgendermaßen ab:

$CO_2 + H_2O \rightarrow H_2CO_3$

$H_2CO_3 + Ca(OH)_2 \rightarrow CaCO_3 + 2\ H_2O$ + Wärme

$H_2CO_3 + 2\ NaOH \rightarrow Na_2CO_3 + 2\ H_2O$ + Wärme [417].

Aspiration. Unter diesen Maßnahmen sank die Mortalitätsrate von anfänglichen 90% auf 40% ab [6, 273].

Diese 1952 während der Polio Epidemie in Kopenhagen erhobenen Daten verdeutlichten eindrucksvoll die Überlegenheit der Überdruckbeatmung gegenüber den mit Unterdruck arbeitenden Beatmungsmethoden [290, 425]. Als Konsequenz aus dieser Erfahrung kam es zu einer Abkehr von den Unterdruck-Beatmungsmethoden hin zur intermittierenden Überdruckbeatmung, die in Kombination mit der translaryngealen Intubation zur Standardprozedur bei akutem respiratorischem Versagen wurde [290].

Neue Perspektiven für die Unterdruckbeatmung

Trotzdem ist die Negativdruck-Beatmung, im Englischen „Negative Pressure Ventilation“ (NPV), nicht gänzlich aus dem Therapiespektrum der Medizin verschwunden. Hierbei ist die Entwicklungsarbeit auf dem Gebiet der Cuirass Respiratoren vor allem mit dem Israelischen Pädiater Zamir Hayek (biografische Daten unbekannt) verbunden, der seit 1986 wissenschaftlich mit der „Biphasic[85] Cuirass Ventilation“ befasst [280]. Der von ihm entwickelte „Hayek Oscillator“ (siehe Abb. 73) ist ein Cuirass Ventilator, dessen Plastikschale über der Vorderseite des Brustkorbs und des Oberbauchs platziert wird. Er ermöglicht negative wie positive Beatmungsdrücke bis 70 mmHg bei einer Atemfrequenz von 6 bis 1200 pro Minute. Hierzu sind in der Ventilationseinheit zwei Pumpensysteme verbaut [64, 280]. Eine Membranpumpe erlaubt den Druckaufbau über einen weiten Frequenzbereich bis hin zu oszillierenden Druckkurven. Eine zusätzliche Vakuumpumpe ermöglicht die Ausführung dieser oszillierenden Drücke auf jedem negativen Druckniveau [64]. Diese „High Frequency Oscillation“ (HFO) kann zur



Abb. 73: „Hayek RTX“ Ventilator der Fa. Medivent. Nachfolgemodell des „Hayek Oscillator“ [250]

[85] Biphasic Cuirass Ventilation umschreibt die grundsätzliche Ventilationsform, die auch schon bei Eisenmengers “Biomotor” zur Anwendung kam. Hierbei erfolgt die Exspiration nicht passiv durch die elastischen Rückstellkräfte des Thorax, sondern aktiv durch Generierung eines Überdruck auf Thorax und Abdomen, wodurch In- und Exspiration auch zeitlich genau kontrolliert werden können („I:E Ratio“) [64, 280].

Sekretolyse und Bronchialtoilette bei kontrolliert oder assistiert mit dem „Hayek Oscillator“ beatmeten Patienten verwendet werden [280]. Auch erfolgreiche Anwendungen im HNO-Bereich bei operativen Eingriffen am Larynx und bei schweren Trachealstenosen werden beschrieben [41, 280]. Im intensivmedizinischen Bereich soll die Verwendung der „Biphasic Cuirass Ventilation“ in Kombination mit „High Frequency Oscillation“ eine Verbesserung der Herzleistung nach Koronarbypass Operationen ermöglichen [64, 280]. Weitere empfohlene Einsatzgebiete sind die Beatmung bei akutem respiratorischen Versagen, unter anderem im Rahmen einer chronisch obstruktiven Lungenerkrankung (COPD) und der Cystischen Fibrose (CF) und das erschwerte „Weaning“ von der Überdruckbeatmung. Dazu wird nicht nur die assistierte Form der „Biphasic Cuirass Ventilation“ genutzt, sondern auch die Applikation eines „continuous negative Pressure“ zur Erhöhung der funktionellen Residualkapazität analog zum herkömmlichen CPAP [280]. Eine Einsatzmöglichkeit im diagnostischen Bereich bietet die EKG-getriggerte „Biphasic Cuirass Ventilation“, die zu einer Verbesserung der Bildqualität bei der Darstellung der Koronararterien in der Magnetresonanz Tomografie beitragen soll [280]. Auch für den Bereich der Notfallmedizin ist mittlerweile ein portabler batteriebetriebener Cuirass-Ventilator vorhanden, der auch ohne ärztliche Anwesenheit bedient werden soll [280]. Bemerkenswert sind außerdem Studien, welche die Verwendung der „Biphasic Cuirass Ventilation“ als alleinigen Ersatz für die Herzdruckmassage und Ventilation in der Reanimation bei kardialem Arrest vertreten, ein therapeutischer Ansatz der bereits seit den zwanziger Jahren durch Rudolf Eisenmenger vertreten und mit seinem „Biomotor“ anscheinend sogar erfolgreich praktiziert wurde [154, 280, 286].

III.2 Der Ur-Pulmotor (1907)

III.2.1 Die Entstehungsgeschichte

Die Entwicklung des Pulmotors muss vor den zeitgeschichtlichen Hintergründen der Jahrhundertwende vom 19. auf das 20. Jahrhundert analysiert werden. Zu dieser Zeit prägten die Folgen der Industrialisierung die Wiederbelebungspraxis. War in früheren Jahrhunderten das Ertrinken eine der häufigsten Todesursachen bei Unfällen, so bestimmten nun vor allem Gasunfälle im Bergbau, aber auch in der chemischen Industrie und in den Großstädten das Notfallgeschehen [137, 219]. Besonders im Bergbau, aber auch in der Industrie, waren die therapeutischen Möglichkeiten auf die Rettung des Verunfallten aus der gaskontaminierten Gefahrenzone und der anschließenden Versorgung mit Frischluft begrenzt. Der Patient wurde also ins Freie „an die frische Luft“ gebracht. Zeigte der so gerettete keine ausreichende Spontanatmung, wurden die seit Ende des 19. Jahrhunderts vorherrschenden manuellen Wiederbelebungsmethoden angewendet. Hierzu gehörten die Verfahren nach Henry Silvester (1857), Benjamin Howard (1869), Edward Schäfer (1903) und deren zahlreiche Derivate[86]. Zusätzlich wurde, wenn vorhanden, hochkonzentrierter Sauerstoff zur Inhalation verabreicht.

Diese medizinische, respektive medikamentöse Verwendung des Sauerstoffs im Sinne einer inhalativen Sauerstofftherapie war über lange Zeit auch noch im 19. Jahrhundert durch eher technische Probleme limitiert. So war die Herstellung des Gases aufwendig und damit kostenintensiv. Außerdem fehlten geeignete und sichere Techniken zur langfristigen Speicherung und zum Transport des Gases zu den Rettungsschauplätzen. Nicht zuletzt die mangelhaften Möglichkeiten das Atemgas mit geregeltem Fluss kontinuierlich applizieren zu können, verhinderten für lange Zeit die allgemeine Etablierung einer inhalativen Sauerstofftherapie [219, 291, 355].

[86]In der Favorisierung der einzelnen Verfahren waren die Industriestaaten in zwei Gruppen gespalten. England, Nordamerika, Frankreich, Spanien, Australien und Japan verwendeten, oft in scharfer Ablehnung der Verfahren nach Silvester und Howard, die Methode nach Schäfer. Deutschland, Österreich, Ungarn, die Schweiz, die Tschechoslowakei, Russland, Holland, Dänemark und die nordischen Länder hingegen bevorzugten das Verfahren nach Silvester [219, 373].

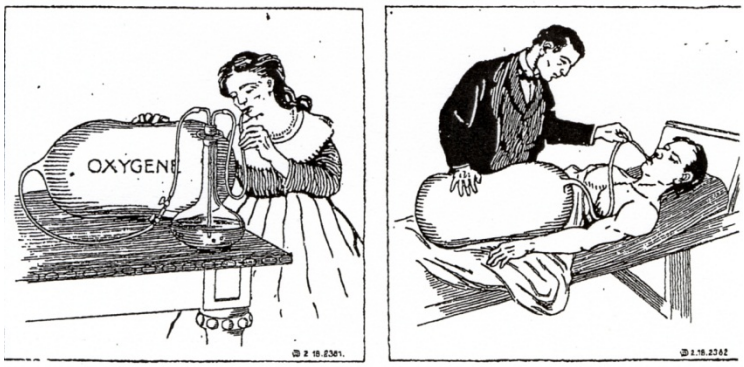


Abb. 74: Sauerstoff-Inhalationsgeräte vor 1880 [219]

Noch Mitte des 19. Jahrhunderts war die Verabreichung von Sauerstoff räumlich und zeitlich eng an die Herstellung gebunden. Die Herstellung war nur in kleinen Mengen möglich und erfolgte im Allgemeinen in den Apotheken. Der Sauerstoff wurde hierbei, gewissermaßen „on demand“ in sogenannten Retorten hergestellt, die mit Braunstein oder sauerstoffhaltigen Chemikalien gefüllt waren und anschließend in Schweinsblasen oder später in Gummiballons gesammelt (siehe Abb. 74). Die Inhalation des Sauerstoffs erfolgte dann zeitnah direkt aus dem Reservoir über ein angesetztes Nasen- oder Mundstück [219, 291].

Vor diesem Hintergrund war die Entwicklung der „Druckgastechnik“, neben der Weiterentwicklung und Industrialisierung der Sauerstoffgewinnung, von entscheidender Bedeutung für eine Etablierung der Sauerstofftherapie. Die Weiterentwicklung der Sauerstofftherapie blieb somit eng an die technischen Neuerungen der Industrie gebunden.

Die Entwicklung der Druckgastechnik

Um 1853 gelang es dem Briten George Barth[87], unter Verwendung einer schwungradbetriebenen Handpumpe, erstmals Lachgas in Metallzylindern zu komprimieren (siehe Abb. 75). Diese Zylinder wurden zu Anfang aus Kupfer, später aus Stahl gefertigt. Ab 1868 wurde diese Technik auch für

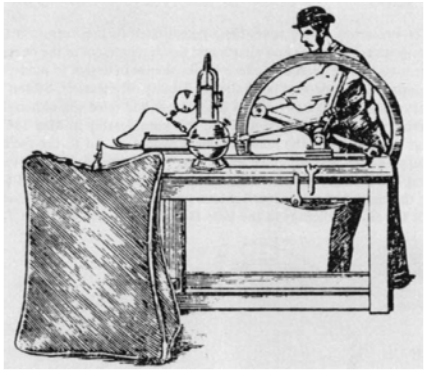


Abb. 75: Sauerstoffkomprimierung im Kupferzylinder mit Handpumpe, um 1870 [277]

[87] In einem Brief an das British Journal of Dental Science aus dem Jahr 1873, der sich auf einen Todesfall unter Lachgasanästhesie in Exeter im gleichen Jahr bezieht, äußerte George Barth den Vorschlag, eine Apparatur zur Insufflation von komprimiertem, reinen Sauerstoff im Rahmen der künstlichen Beatmung zu verwenden. In seinem Brief schreibt Barth: „*[…], a ready means of inflating the lungs with that gas [oxygen] in its pure state in combination with the ordinary method of producing artificial respiration would be very desirable. We have therefore prepared iron bottles containing oxygen gas in a highly compressed state with connections to fit the apparatus ordinarily in use for administering the nitrous oxide gas.*“ [343].

die Speicherung von Sauerstoff verwendet [277, 343]. Damit eröffnete sich die Möglichkeit, transportable Apparate für die Sauerstoffinhalation zu entwickeln. Allerdings war es erst um 1885 technisch machbar, den hochverdichteten Sauerstoff in Stahlzylindern auch wirklich sicher zu speichern und so Lagerung und Transport großer Mengen zu gewährleisten [219]. Der hierfür benötigte möglichst reine Sauerstoff konnte ab 1886 in größeren Mengen durch das Verfahren der Brüder Brin[88], zweier in London lebender Franzosen, hergestellt werden [277, 291. Dazu wurde dem sauerstoffhaltigen Bariumoxyd durch zweimalige Erhitzung bei unterschiedlichen Druckverhältnissen der Sauerstoff entzogen[89], wodurch ein Produkt mit einer Reinheit von 96 bis 97 % entstand [277, 291]. Der Durchbruch in der industriellen Herstellung von Sauerstoff gelang allerdings erst mit dem „*Verfahren zur Luftverflüssigung und –zerlegung*“ (Patentschrift Nr. 88824; 5. Juni 1895; „*Verfahren zur Verflüssigung von Atmosphärenluft bzw. sonstiger Gase*”) des deutschen Ingenieurs Carl von Linde (1842-1934). Dieses Verfahren ermöglichte ab 1902 die kostengünstige Herstellung von reinem Sauerstoff in der weltweit ersten Luftzerlegungsanlage in großindustriellem Maßstab (Patentschrift Nr. 173620; 27. Februar 1902) [3, 278, 279]. Damit wurde die Verbreitung der Druckgastechnik und konsekutiv der inhalativen Sauerstofftherapie auch unter ökonomischen Gesichtspunkten möglich.

Durch die Entwicklung von Stahlzylindern für Lagerung und Transport von komprimiertem Sauerstoff, konnte dieser nun in entsprechend großen Mengen direkt am Unfallort entnommen werden. Die inhalative Anwendung eines direkt aus dem Druckgaszylinder stammenden, kontinuierlichen Gasstroms war allerdings noch nicht möglich, da die ersten Verschlussventile es nicht erlaubten, den unter Hochdruck komprimierten Sauerstoff in einem kontinuierlichen Gasstrom mit entsprechend



Abb. 76: Sauerstoff-Wiederbelebungsgerät der Berliner Feuerwehr, um 1880 [219]

[88] Bereits 1880 ließen sich die Brüder Arthur und Leon Brin ein chemisches Verfahren zur Spaltung von Sauerstoff patentieren. Die kommerzielle Nutzung erfolgte, allerdings im nichtmedizinischen Bereich, ab 1886 mit der Firmengründung der „Brin’s Oxygen Company“ [361].

[89] $BaO + Air \xrightarrow[2atm]{600°C} BaO_2 \xrightarrow[0{\cdot}05\,atm]{600°C} BaO + O_2$ [277]

niedriger Flussrate aus den Stahlzylindern zu entnehmen. Stattdessen wurde der entnommene Sauerstoff in einem an das Verschlussventil konnektierten, verschließbaren Gummiballon zwischengespeichert und anschließend durch manuellen Druck auf den Ballon dem Patienten über einen Schlauch zugeführt (siehe Abb. 76 und 77) [219, 291].



Abb. 77: Sauerstoff-Inhalationsgerät ohne Reduzierventil [291]

In der Praxis gestaltete sich dies allerdings schwierig, da die Verschlussventile der Stahlflaschen oft nicht exakt gearbeitet waren. Folge war, dass sich die Ventile im entscheidenden Moment entweder nur schwer oder gar nicht öffnen ließen. Oder sie öffneten sich abrupt, sodass es zu einem zu starken Sauerstoffaustritt kam und der angeschlossene Gummischlauch vom Anschlussstutzen abplatzte. Erst mit abnehmendem Füllungsdruck im Stahlzylinder ließen sich die Verschlussventile problemlos bedienen und es war sogar möglich, einen kontinuierlichen Sauerstoffstrom durch den Gummiballon hindurch direkt an den Patienten weiterzuleiten. Dabei wirkte der Gummiballon nun als Sparbeutel, in dem sich der auch während der Exspiration aus der Gasflasche ausfließende Sauerstoff ansammeln konnte [291].

Um 1898 kamen die ersten Sauerstoff-Inhalationsgeräte auf den Markt, die über ein Druckreduzierventil verfügten, welches den im Stahlzylinder herrschenden Hochdruck in einen konstanten, deutlich niedrigeren Betriebsdruck herabminderte und damit einen kontinuierlichen Gasfluss schaffte, der zudem in seiner Flussgröße quantitativ regulierbar war [138, 219, 418].

In der Folge wurde die Kombination der manuellen künstlichen Beatmung mit der kontinuierlichen Inhalation von Sauerstoff allgemein gebräuchlich und schließlich international anerkannte Behandlungsmethode [219]. Allerdings blieben die manuellen Beatmungsmethoden nach Silvester, Howard oder Schäfer äußerst kräftezehrend, zumal ihr Einsatz häufig über Stunden erfolgte. Die Erfahrungen aus den Massenkatastrophen des Grubenbetriebes und den Gasunfällen der Industrie zeigten zudem, dass diese manuellen Beatmungsverfahren zu viele

Rettungskräfte banden [197, 219]. Zudem erschwerten die gerade in Bergwerken auftretenden Explosionen, die häufig zu schweren Verletzungen auch im Bereich von Armen und Brustkorb führten, die Durchführung der etablierten Beatmungsmethode nach Silvester oder machten sie sogar unmöglich [197]. Aus diesem Missstand heraus forderte das Rettungswesen, allen voran das Grubenrettungswesen im Bergbau, mit großem Nachdruck ein maschinelles Wiederbelebungsverfahren [137, 203, 219].

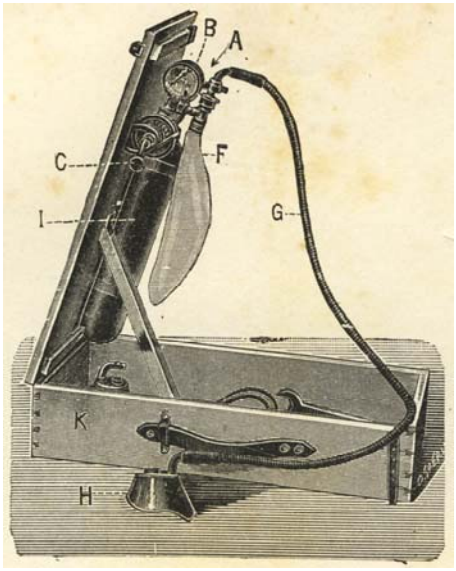


Abb. 78: Dräger „Sauerstoffkoffer“ mit Reduzierventil und Sparbeutel, 1902 [291]

Diese Forderung ging nicht zuletzt an Heinrich und Bernhard Dräger, die sich zu Beginn des 20. Jahrhunderts zunehmend der Nutzbarmachung des Sauerstoffs zu technischen und medizinischen Zwecken zuwandten und sich im Rahmen ihrer Entwicklungen in der Druckgastechnik für die Belange des Rettungswesens im Bergbau einsetzten [137, 219, 291, 355]. So hatte die Firma Dräger 1902 den „Sauerstoffkoffer“ entwickelt, ein tragbares Gerät zur Sauerstoff-Inhalation. Dieser in Abbildung 78 dargestellt Apparat ermöglichte eine kontinuierliche Sauerstoffdosierung über ein Druckreduzierventil mit angeschlossenem Sauerstoffsparbeutel und gehörte schnell zur Ausrüstung zahlreicher Rettungsstationen in Bergbau, Industrie und Feuerwehr [192, 197, 219].

Der Anstoß zu einer intensiven Beschäftigung mit dem Thema der maschinellen Wiederbelebung war für Heinrich Dräger ein Beatmungsgerät des Physiologen Nathan Zuntz (1847-1920, Abb. 79), das er auf dem chirurgischen Kongress in Berlin im Jahre 1906 begutachten konnte. Dieser Apparat basierte auf einem Blasebalg und ermöglichte die Beatmung von Menschen durch „*Lufteinblasen und Luftabsaugen*“ [137, 203, 219]. Angespornt durch das Beatmungsgerät von Zuntz und unter dem Druck von



Abb. 79: Nathan Zuntz (1847-1920) [166]

deutschen und britischen Bergwerkskreisen, begann Heinrich Dräger mit der Entwicklung eines Wiederbelebungsgerätes, das wie der Apparat von Zuntz eine Beatmung durch „Einblasen und Heraussaugen der Luft“ ermöglichte [137, 138, 219]. Hierzu bediente er sich der Saug- und Druckdüse, die sein Sohn Bernhard 1896 für Gaslötzwecke konstruiert hatte [138, 219]. Die grundlegenden Konstruktionszeichnungen für dieses Gerät skizzierte Heinrich Dräger auf einer Geschäftsreise, die er 1907 mit seiner Tochter Anna (1887-1984) durch Großbritannien machte [137, 138, 219]. Heinrich Dräger notierte hierzu folgendes:

„Da erschien ein anderes Moment. Es war das Einblasen von Frischluft oder Sauerstoff in die Lunge und, darauf folgend, das Heraussaugen der verbrauchten Luft aus der Lunge des Scheintoten.

Meines Wissens war Zuntz der Erste, der diese Methode – Einblasen und Heraussaugen der Luft – an kurarisierten Tieren übte. Schon Anfang der siebziger Jahre wendete er diese Methode bei physiologischen Tierversuchen an. Ostern 1906 sah ich auf dem Chirurgenkongreß in Berlin zum ersten Male eine geistreiche, von Zuntz stammende Blasebalgeinrichtung, die die Anwendung der erwähnten Methode auch an Menschen gestattete.

Von nun an beschäftigte mich das Problem andauernd, zumal auch Bergwerkskreise drängten, ihnen ein Wiederbelebungsgerät zu bauen. Aber alle Wege, die ich zu gehen versuchte, erwiesen sich als Irrwege. Ich kannte die konkrete Aufgabe; aber ich fand keine Lösung. So kam der Spätsommer 1907. Ich war mit meiner Tochter in England, und ich kam hier mit führenden Bergleuten geschäftlich zusammen. Auch von diesen wurde ein Wiederbelebungsgerät dringend verlangt. Die Sache lag also, wie man zu sagen pflegt, in der Luft. Mit diesem Eindruck begab ich mich auf die Rückreise. […] Während ich wartend an der Brüstung des Themseufers lehnte, grübelte ich angestrengt über die mich beschäftigende technische Aufgabe. Und mit einem Male wurde es hell in meinem Kopfe. Hatten wir das zum Hervorrufen der beabsichtigten Wirkung nötige Saug- und Druckorgan in unserem freitragbaren Rettungsapparat nicht schon jahrelang? Die Saug- und Druckdüse, die auf der einen Seite Luft einsaugt, auf der andern Luft ausbläst? Es handelte sich nur darum, abwechselnd die saugende und blasende (drückende) Wirkung auf die Lunge zu übertragen. Nun zog ich […] mein Skizzenbuch hervor und zeichnete […] die krausen Bilder, die in meinem Gehirn wirbelten. […] Ich hab’s! Glücklich reisten wir nach Hause, und ich machte mich

gleich an die Arbeit. Ende September war das erste Modell fertig, und ich meldete das Patent an.“ [137].

Diese anekdotenhafte Darstellung der Entstehungsgeschichte des ersten Pulmotor-Prototypen wird von einigen Autoren noch um ein Wiederbelebungsszenario erweitert, welches Heinrich Dräger direkt zur Entwicklung des ersten Pulmotors inspiriert haben soll [130, 177]. So berichtete Elfriede Dräger (1876-1959) in ihren Lebenserinnerungen [130], dass ihr Schwiegervater Heinrich Dräger zum Abschluss seiner Englandreise auf der Londoner Tower Bridge Zeuge von Reanimationsbemühungen nach einem Ertrinkungsunfall geworden sei, wobei die Feuerwehr versuchte, den Verunglückten mittels manueller Methode nach „Sylvester-Schäffer“ zu beatmen [130]. Elfriede Dräger beschrieb diese Episode wie folgt:

„Nach einer langen Reihe von Entwicklungsarbeiten wollte mein Schwiegervater einmal eine Pause einlegen und sich auf einer kurzen Reise mit seiner Tochter Anna England ansehen. […] An einem Sommerabend waren sie auf der großen Tower-Brücke stehen geblieben, um das Stadtbild zu betrachten. Da sahen sie, wie in der Nähe der Brücke nach einem Unglücksfall ein junger Mensch aus dem Wasser geborgen wurde und die schnell herbeigeeilte Feuerwehr in der üblichen Weise versuchte, ihn mit der Sylvester-Schäffer-Methode[90] *wieder ins Leben zurückzurufen.*

Heinrich Dräger schaute hin, ohne ein Wort zu sagen, ganz in Gedanken versunken. Dann wandte er sich seiner Tochter zu und sagte: „ […] Eben habe ich einen Gedanken gehabt, den ich gleich verarbeiten muß. […]“ Im Hotel zeichnete er gleich mit ein paar Strichen seine Gedanken für einen geeigneten Apparat auf, der Sauerstoff zur Wiederbelebung verwenden sollte.“ [130].

Der Dräger-Ingenieur Hans Fürniß wusste über diesen Wiederbelebungsversuch außerdem zu berichten, dass er erfolglos geblieben sei [177]. Von Heinrich Dräger selbst wurde ein solches Ereignis an der Londoner Tower Bridge nicht erwähnt [137, 138, 219].

[90] Es ist davon auszugehen, dass Elfriede Dräger keine genauen Kenntnisse über die zu ihrer Zeit vorherrschenden manuellen Beatmungsmethoden verfügte, zumal eine „*Sylvester-Schäffer-Methode*“ nicht existierte, sondern nur die beiden am häufigsten angewandten Methoden zu einer zusammenfasst. Besagte Bezeichnung sollte wahrscheinlich vielmehr die Umschreibung „*in üblicher Weise*“ veranschaulichen. Die zur Zeit der Englandreise von Otto und Anna Dräger in Großbritannien vorherrschende und von der Royal Humane Society empfohlene Beatmungs- und Wiederbelebungsmethode war das 1903 vorgestellte Verfahren nach Edward Schäfer (1850-1935). Zuvor wurde dagegen ab 1861 das Verfahren nach Silvester in England favorisiert [262, 264].

III.2.2 Die Herstellung des Prototyps

Heinrich Dräger begann mit den Konstruktionsarbeiten zum ersten Prototyp des Pulmotors unmittelbar nach Rückkehr von seiner Englandreise im „Spätsommer 1907“ [137, 138, 219]: *„Wieder zu Hause, machte ich mich sofort an die Arbeit und stellte ein Modell des in London und auf der Rückreise skizzierten Gerätes her und meldete das deutsche Patent an.“* [138]. Die Abbildung 80 zeigt diese von Heinrich Dräger auf seiner Englandreise angefertigten Skizzen in einer Reproduktion aus den „Draeger-Heften“ [137]. Skizziert ist das Konstruktionsprinzip der Umsteuereinheit und der Antriebseinheit, die auf der von Bernhard Dräger erfundenen „Saug- und Druckdüse“ [137, 138, 219] basierte.

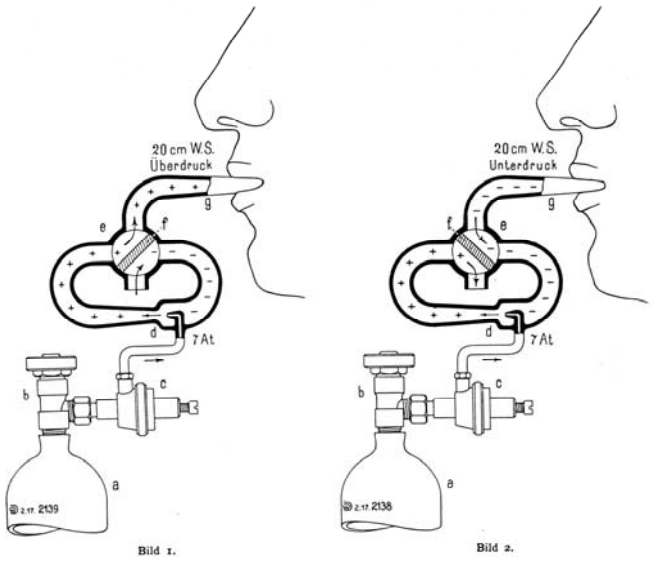


Abb. 80: Reproduktion von Heinrich Drägers Konstruktionsskizzen zur Antriebs- und Steuereinheit des Ur-Pulmotors [137]

Diese Arbeiten am Prototyp (siehe Abb. 81) schienen nur wenige Wochen angedauert zu haben, da das erste Modell bereits „*Ende September*“ fertiggestellt war und anschließend zum Patent angemeldet wurde [137, 219]. Heinrich Dräger arbeitete hierbei überwiegend allein, zumal sich sein Sohn Bernhard von Ende August bis Ende Oktober 1907 auf einer Geschäftsreise in den Vereinigten Staaten von Amerika befand [137, 138]. Einzig der Werkmeister Heick (bibliographische

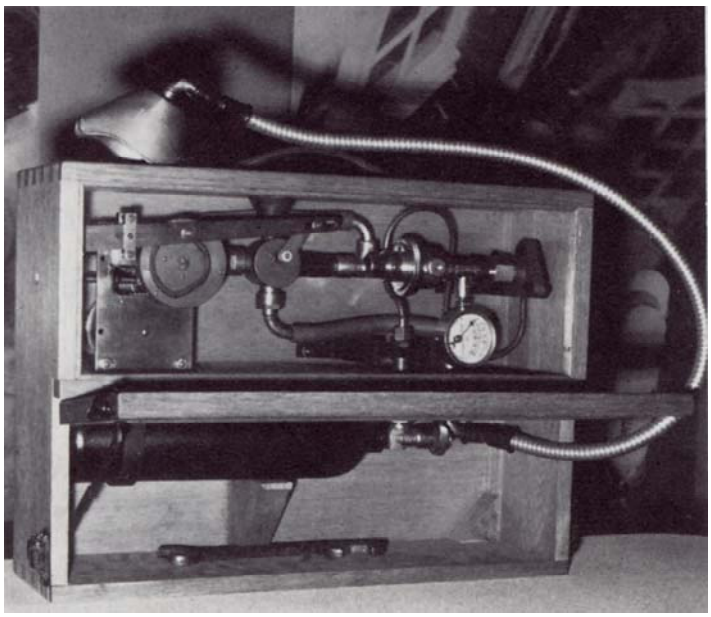


Abb. 81: Der Ur-Pulmotor von Heinrich Dräger, 1907 [177]

Daten unbekannt) wird in den Lebenserinnerungen von Elfriede Dräger erwähnt, welcher Heinrich Dräger bei den Arbeiten in der Versuchswerkstatt unterstützte [130]. Eine kurze Anekdote Heinrich Drägers aus den „Draeger-Heften“ lässt darauf schließen, dass diese Konstruktionsarbeiten ohne Beteiligung der Mitarbeiter stattfanden und ihnen das Konstruktionsprinzip nicht bekannt war. Vielmehr wurden sie quasi vor vollendete Tatsachen gestellt: *„Der Apparat erregte bei unseren Meistern die größte Verwunderung. Die Sache war auch ungewöhnlich: Ein kleiner Eichenkoffer, aus dem ein Schlauch hervorragte; auf diesen war eine Gummiblase festgebunden. Ein Druck auf einen Knopf, und die Blase begann zu atmen - zu atmen wie ein lebendes Wesen. Die Sache war unbegreiflich, bis ich den Deckel aufhob und den Mechanismus zeigte. Ja, so! Das ist ja furchtbar einfach!“* [137].

Die Namensgebung

Der Begriff „*Pulmotor*“ war eine Neuschöpfung Heinrich Drägers, der dazu folgendes erwähnte: *„Und es fehlte noch eine Kleinigkeit: Das Kind musste einen Namen haben. Ich wählte des Phantasienamen „Pulmotor“, der von den Ärzten der ganzen Welt lachend verstanden wird.“* [137].
Dieser Begriff entsprach Drägers damaliger, aus den Kontakten zum Rettungswesen und in physiologischen Versuchen zusammen mit dem Lübecker Chirurgen Otto Roth[91] (1863-1944) [197] gewonnener, Erkenntnis, dass die Bewegung des Brustkorbs im Rahmen der sogenannten manuellen Beatmungsmethoden oder gar die alleinige Sauerstoffinsufflation im Falle eines Atemstillstandes unzureichend war [331]. Stattdessen musste die stillstehende Lunge direkt künstlich entfaltet und entleert werden [331]. Es sollte also eine künstliche „Lungenbewegung“ erzeugt werden. Dementsprechend setzte sich der von Dräger kreierte Begriff aus den lateinischen Stammworten „pulmo“ (Lunge)

[91]Otto Roth wurde 1863 in Ilsenburg im Harz geboren. Ab 1882 studierte er Medizin in Tübingen. 1891 beendete er sein Studium und arbeitete als Assistenzarzt an der Berliner Charité. Von 1892 an arbeitete Roth in Lübeck. 1897 ernannte ihn der Senat der Hansestadt Lübeck zum Chefarzt der chirurgischen Abteilung des Allgemeinen Krankenhauses Lübeck, wo er bis zu seiner Pensionierung 1933 wirkte. In seiner Lübecker Zeit arbeitete Roth eng mit der Familie Dräger zusammen. Neben der Mitarbeit am „Pulmotor“ wurde Roth vor allem durch den von ihm mitentwickelten Narkoseapparat „Roth-Dräger“ bekannt, der 1902 vorgestellt wurde und auch international viel Beachtung fand. Roth verstarb am 26.11.1944 an einem Herzinfarkt [324, 355, 356].

und „motor“ (Beweger) zusammen. Der „Pulmotor“ war also der „Lungenbeweger“ [214].

Die technischen Innovationen des Ur-Pulmotors

Der Prototyp des Pulmotors, der „*Ur-Pulmotor*“ [17, 177], wurde „*Ende September 1907*“ [137, 219] von Heinrich Dräger zum Patent angemeldet. Am 6. Oktober 1907 patentierte das Kaiserliche Patentamt des Deutschen Reiches diesen Prototyp unter dem Titel „*Vorrichtung zur Erzeugung künstlicher Atmung*“ [135]. Inhaber des Patents mit der Nummer 211138 war allerdings nicht Heinrich Dräger, sondern das „Drägerwerk Heinrich & Bernhard Dräger“.
Der Pulmotor unterschied sich in einigen entscheidenden Punkten von den zu seiner Entstehungszeit auf dem Markt befindlichen mechanischen Beatmungsgeräten. So wurde der zur In- und Exspiration verwendete Über- und Unterdruck ohne die Zuhilfenahme der sonst üblichen Blasebälge oder Luftpumpen erzeugt. Stattdessen verwendete Heinrich Dräger eine Saug- und Druckdüse, die bereits seit einigen Jahren in den freitragbaren Rettungsapparaten des Drägerwerks eingesetzt wurde, um die erwünschten Druckdifferenzen zu erzeugen [17, 137, 177, 219].
Die zweite Besonderheit war die Wahl der Energiequelle, mit der das drägersche Notfallbeatmungsgerät angetrieben wurde. Die zur Erzeugung der Beatmungsdrücke durch die Saug- und Druckdüse notwendige Energie wurde ausschließlich aus dem Überdruck bezogen, mit dem der bei der Beatmung verabreichte Sauerstoff in Stahlzylindern gespeichert war [17, 137, 177, 219].
Damit wird auch ein herausragendes Merkmal des Pulmotors klar: Der verwendete Sauerstoff ist nicht nur Medikament für den Patienten, sondern auch Energiequelle der Beatmungsmaschine [17, 137, 219]. Heinrich Dräger sah den Stellenwert der Zuführung reinen Sauerstoffs für seinen „Ur-Pulmotor“ allerdings noch als eher zweitrangig an, was aus der nachfolgenden Äußerung am Ende der Patentschrift deutlich wird: *„Bei dem vorliegenden Apparat ist hinsichtlich der Luftzuführung die atmosphärische Luft gegenüber dem strömenden Atmungsgase* [Anmerkung: gemeint ist Sauerstoff] *die Hauptsache, das strömende Atmungsgas ist mehr Betriebsmittel, welches aber gleichzeitig die Luft anreichert und verbessert“.* [135]. Auch beim ersten Serienmodell des Pulmotors wurde ausdrücklich darauf

hingewiesen, dass bei der Beatmung kein reiner Sauerstoff, sondern maximal mit Sauerstoff angereicherte Umgebungsluft verwendet wurde [196, 202]. Erst in den 20er Jahren, bei späteren Pulmotor-Modellen, wurde die gleichzeitig mit der künstlichen Beatmung erfolgende Sauerstoffapplikation in den Vordergrund gestellt [203, 219].

Die dritte technische Innovation war der Steuerungsmechanismus zum Umschalten der Saug- und Druckdüse zwischen In- und Exspiration. Dieser bestand aus einem Vierwegehahn, der selbsttätig durch ein Uhrwerk gesteuert wurde, eine Mechanik, die dem zuvor vorwiegend als Uhrmacher tätigen Heinrich Dräger recht geläufig war [17, 137, 138, 177, 219]. Somit kann der „Ur-Pulmotor“ als wahrscheinlich erstes automatisches mechanisches Beatmungsgerät bezeichnet werden, wobei die Beatmung nach heutigem Verständnis zeitgesteuert war [17, 177].

Für diese technischen Innovationen, die „Saug- und Druckdüse“, die mit Sauerstoff betrieben wurde und diesen gleichzeitig als Medikament applizierte, und den automatischen Steuerungsmechanismus, wurde später von Dräger der Begriff „*Pulmotor-Prinzip*“ geprägt [17, 229]. Dieser Begriff wurde teilweise auch nur für einzelne zentrale Konstruktionsprinzipien benutzt und sowohl auf drägereigene wie auch fremde Beatmungsgeräte angewendet [229].

Die Funktionsweise des Ur-Pulmotors

Die Funktionsweise des Ur-Pulmotors lässt sich anhand der nachfolgenden Zeichnungen aus der Patentschrift Nr. 211138 nachvollziehen. Dargestellt sind in Abb. 82 die Energiequelle, Beatmungs- und Steuerungseinheit des Ur-Pulmotors, die gemeinsam in einem Eichenkoffer [137] mit ledernem Transportgriff auf der Oberseite untergebracht waren. Die Abbildung 83 verdeutlicht die Funktionsweise des Beatmungsmechanismus – das zentrale Konstruktionsprinzip des Geräts.

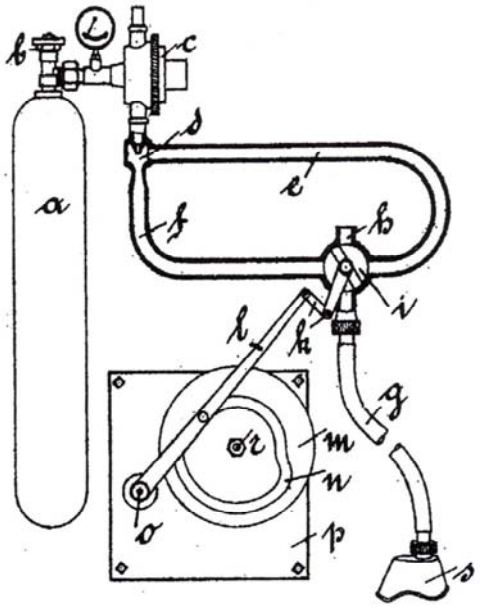


Abb. 82: Schematische Darstellung des Ur-Pulmotors [135]

Die Antriebseinheit wird mit den Buchstaben *a* bis *d* bezeichnet. In einem stählernen Druckgasbehälter *a* befand sich unter einem Druck von 150 at verdichteter Sauerstoff [135, 219]. Der im Stahlzylinder herrschende Gasdruck konnte bei geöffnetem Auslassventil *b* an einem nachgeschalteten Manometer abgelesen werden, wodurch indirekt auch die zur Verfügung stehende Gasmenge angezeigt wurde. Nach Öffnen des Auslassventils *b* strömte der Sauerstoff durch das Druckminderventil *c*, wobei der Speicherdruck des Gases auf einen kontinuierlichen Arbeitsdruck von 7 at [137, 219] reduziert wurde [135]. Unter diesem Druck gelangte der Sauerstoff anschließend in die sogenannte „Saug- und Druckdüse“ *d*, von Dräger später auch als „Injektor“ [17, 219] bezeichnet, die für den Aufbau von Über- und Unterdruck sorgte [135].

Die eigentliche Beatmungseinheit des Ur-Pulmotors wird mit den Buchstaben *d* bis *i* bezeichnet. Die Vorgänge bei In- und Exspiration lassen sich mit Hilfe der Abbildung 83 erklären. Aus der engen Treibdüse des Injektors *d* wurde der Sauerstoff zunächst in die Mischkammer geleitet, die sich zur Ausströmungsöffnung hin verengte, um sich anschließend als Diffusor wieder zu erweitern. Dadurch wurde das durchströmende Gas auf + 20 cm Wassersäule verdichtet und gelangte mit diesem Überdruck in die Leitung *f*. Gleichzeitig entstand in der Mischkammer ein Unterdruck von – 20 cm Wassersäule, der die in der Leitung *e* befindliche Luft ansaugte und mit in die Leitung *f* zu einem Vierwegehahn *i* beförderte [135].

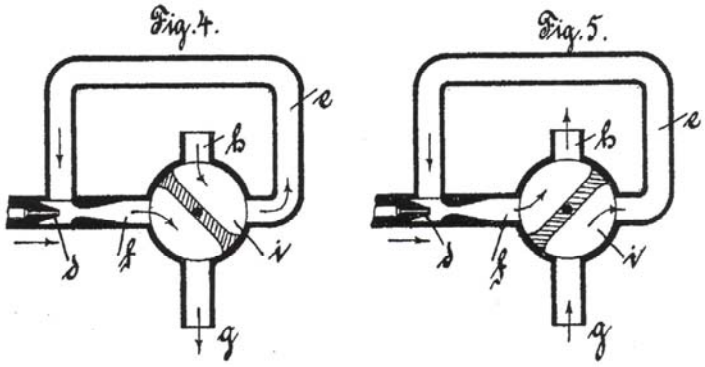


Abb. 83: Steuerungsprinzip der Beatmungsvorgänge im Ur-Pulmotor. Fig. 4: Inspiration, Fig. 5: Exspiration [135]

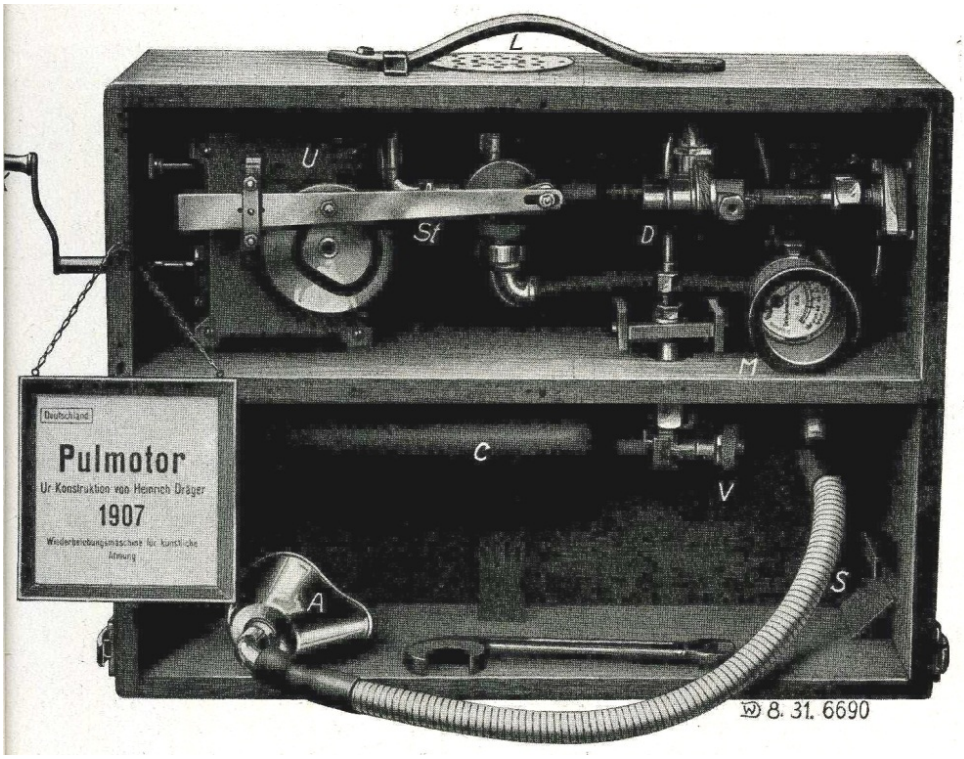
Bei der Inspiration (Abb. 83, Fig. 4) war das Küken des Vierwegehahns *i* so geschaltet, dass eine Verbindung zwischen den Leitungen *fg* einerseits und den Leitungen *he* andererseits erfolgte. In dieser Stellung wurde Umgebungsluft über die Leitung *he* angesaugt und, mit dem Sauerstoff aus der Injektordüse *d* vermengt, mit einem Überdruck von 20 cm Wassersäule durch die Schlauchleitung *g* zur Gesichtsmaske *s* getrieben. Den Lungen wurde also ein Sauerstoff-Luft-Gemisch durch die Leitungen *hefg* zugeführt [135].

In der Exspirationsstellung des Kükens (Abb. 83, Fig. 5) erfolgte eine Verschaltung der Leitungen *ge* und *fh*, wodurch der vom Injektor erzeugte Überdruck durch die Druckleitung *f* an die Umgebung abgegeben wurde und an den Lungen durch die Saugleitung *e* ein Unterdruck von 20 cm Wassersäule anlag. Das Beatmungsgerät entzog den Lungen somit Luft durch die Leitungen *gefh* [135].

Die Umsteuerung des Vierwegehahns *i* erfolgte automatisch durch den Steuerungsmechanismus des Ur-Pulmotors. Dieser bestand aus einem modifizierten Uhrwerk mit einem Kurvengetriebe[92], das in regelmäßigen Zeitabschnitten eine mechanische Umstellung des Hahnes bewirkte [17, 137, 138, 177, 219]. Das Uhrwerk, ein Handaufzugswerk, das wahrscheinlich aus einem Grammophon stammte [348], musste in regelmäßigen Abständen über eine Kurbel aufgezogen werden, welche von außen über eine Öffnung an der Stirnseite des Eichenkoffers eingesteckt wurde (siehe Abb. 81 und 84). Die damit zu erreichende Gangreserve ist unbekannt. Der Steuerungsmechanismus wird in Abbildung 82 mit den Buchstaben *k* bis *r* bezeichnet. Das Uhrwerk *p* trieb eine Achse *r* an, auf der eine Nutkurvenscheibe *m* befestigt war. In die Kurve *n* der Kurvenscheibe griff der Stift eines bei *o* gelagerten Hebelarmes *l*. Dieser Hebelarm war über ein Doppelgelenk *k* mit dem Küken des Hahnes *i* verbunden und bewirkte bei Auslagerung die Umschaltung des Kükens [135].

Die Kurvenform, die in der Zeichnung 82 und den Bildern 81 und 84 zu erkennen ist, lässt darauf schließen, dass nur ein Schaltvorgang pro Umdrehung vermittelt wird, was einem Atemzeitverhältnis von 1:1 entspricht. Somit wurde mit der Anzahl der Umdrehungen pro Minute auch direkt die Atemfrequenz vorgegeben.

[92] Das Kurvengetriebe ist ein Übertragungsgetriebe, welches eine umlaufende Antriebsbewegung in eine ungleichmäßige Abtriebsbewegung umwandelt. Hierbei wird die Form einer bewegten Kurve aus einer Kurvenscheibe von einem Abtaster abgegriffen und durch einen Hebel, das sogenannte Eingriffsglied, an andere Getriebeelemente (rotatorische oder translatorische) weitergeleitet [326].



A – Atemmaske
C – Cylinder für Sauerstoff
D – Druck- und Saugdüse
L – Luftleitung
M – Manometer
S – Schlauchleitung
St – Steuerhebel
U – Uhrwerk
V – Verschlussventil

Abb. 84: Die Komponenten des Ur-Pulmotors [203]

III.2.3 Die Einzelkomponenten des Ur-Pulmotors

Heinrich Dräger griff für die Herstellung seines Prototyps auf bereits vorhandene Produkte zurück, die im Drägerwerk erfunden, hergestellt und bereits erfolgreich in der Praxis eingesetzt wurden. Dazu zählte die gesamte Antriebseinheit des Ur-Pulmotors: So entstammten das im Pulmotor verbaute Verschlussventil ebenso wie das nachgeschaltete Manometer und das Druckreduzierventil dem Dräger „Sauerstoffkoffer“ von 1902. Auch die verwendete „Saug- und Druckdüse“ war bereits für Gaslötgeräte auf dem Markt.

Das Verschlussventil

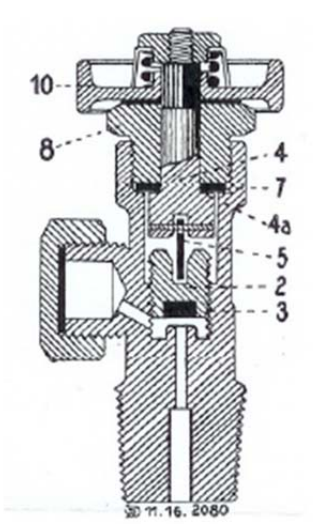


Abb. 85: Dräger Verschlussventil für Stahlzylinder, 1902 [303]

Als Verschluss für die mit Sauerstoff gefüllten Pressgaszylinder kam das von Bernhard Dräger entwickelte Ventil von 1902 zum Einsatz, das sich seit seiner Markteinführung bereits zu Hunderttausenden verkauft hatte und sich zu einem internationalen Standard entwickelte. Dieses „*Verschlußventil*“ [303] war ein Schraubventil mit geteilter Spindel, das seine Dichtigkeit ohne Stopfbuchse aus Hartgummi erreichte. Stattdessen erfolgte die Abdichtung über einen Dichtungsring *7* aus Vulkanfiber (siehe Abb. 85 und 86). Durch die geteilte Spindel, deren oberer Teil *4* kein Schraubgewinde sondern ein Drehgewinde aufwies, und den Einsatz von Vulkanfiber statt Hartgummi, bestach das Verschlussventil durch seinen stets gleichmäßigen Gang. Dies erlaubte auch bei maximalem Füllungsdruck ein müheloses Öffnen und Verschließen des Stahlzylinders. Aufgrund dieser Leichtgängigkeit wurde das Schmieren der Ventile mit Öl oder Fett überflüssig. Diese Maßnahme war bei Verschlussventilen älterer Bauart noch weit verbreitet, um deren Betriebsfähigkeit zu erhalten, erhöhte allerdings die Gefahr der Selbstentzündung des hochkomprimierten Sauerstoffs, was durch explosionsartige Ausbrennvorgänge an den Pressgaszylindern lebensgefährdende Folgen haben konnte. Somit verbesserte das Dräger Verschlussventils von 1902 die Betriebssicherheit der Sauerstoffzylinder beträchtlich und wurde zu einer Voraussetzung für die Verbreitung der Sauerstoffrettungsgeräte [219, 303].

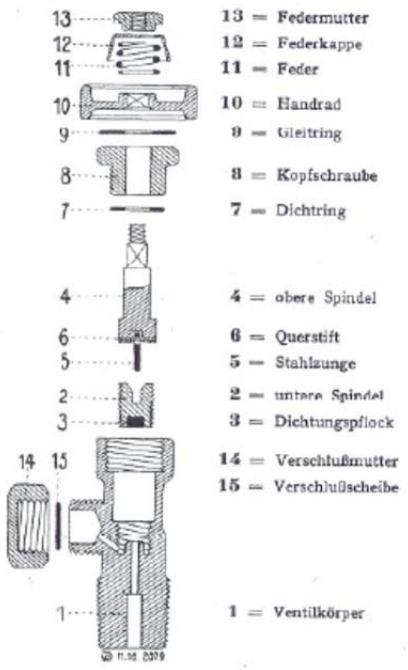


Abb. 86: Dräger Verschlussventil, Explosionszeichnung [303]

Das Finimeter

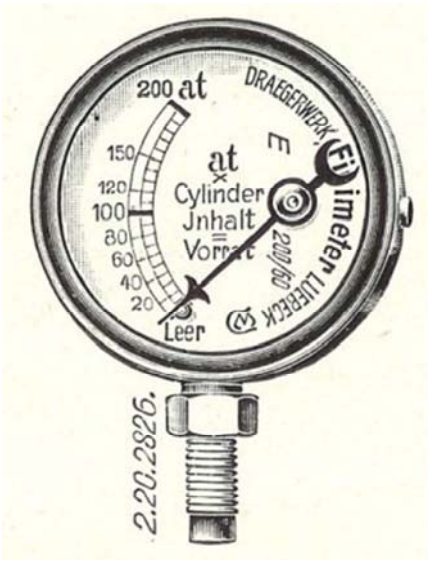


Abb. 87: exzentrisches Dräger „Finimeter“, ab 1898 [303]

Hinter das Verschlussventil war ein Manometer geschaltet, das den Kompressionsdruck des im Stahlzylinder gespeicherten Sauerstoffs anzeigte. Dadurch konnte indirekt auch während des laufenden Betriebs der verbleibende Sauerstoffvorrat bestimmt werden. Der Anwender, in diesem Fall des Pulmotors, war somit ständig über die noch vorhandene Sauerstoffmenge und damit über die verbleibende Betriebsdauer des Geräts informiert. Bei dem im Pulmotor verwendeten Manometer handelte es sich um das 1898 von Bernhard Dräger entwickelte „*Finimeter*“, ein Hochdruck-Rohrfedermanometer, welches hier in seiner exzentrischen Ausführung verbaut wurde. Das Zifferblatt des in der Abb. 87 dargestellten exzentrischen „Finimeters“ zeigte, neben der Skala für den im Sauerstoffzylinder herrschenden Kompressionsdruck, die Umrechnungsformel *„at x Cylinder-Inhalt = Vorrat“*. Mit dieser Formel konnte auf einfache Weise aus dem aktuellen Kompressionsdruck und dem Volumen des Zylinderinnenraums die verbleibende Sauerstoffmenge in Litern errechnet werden [94, 138, 219, 303, 325].

Später entwickelte Bernhard Dräger ein konzentrisches „Finimeter“, bei dem der Zeigerdrehpunkt nicht seitlich, sondern im Zentrum des Zifferblattes angebracht war. Dies geschah durch den Einbau eines Übersetzungsgetriebes zwischen dem Messelement (einer Rohrfeder) und der Zeigerwelle [325].

Das Reduzierventil

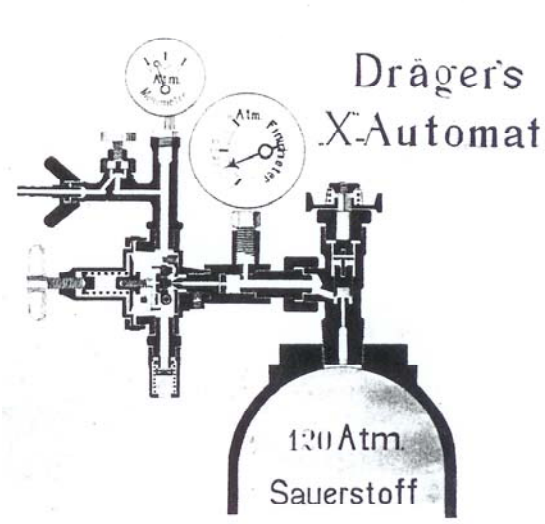


Abb. 88: Dräger „X-Automat“ mit vorgeschaltetem Finimeter und nachgeschaltetem Manometer zur Kontrolle des Arbeitsdrucks, 1903 [325]

Um den im Sauerstoffzylinder herrschenden Hochdruck von bis zu 200 at auf einen für den Injektorbetrieb notwendigen gleichbleibenden Arbeitsdruck von 7 at reduzieren zu können, hatte Heinrich Dräger zwischen Verschlussventil und Injektor ein Druckreduzierventil geschaltet. Dafür verwendete er den 1903 konstruierten „*x-Automat*“ [94], der für einen maximalen Sauerstoffdurchfluss von 10 Liter pro Minute ausgelegt war [303, 325]. Entsprechend dieser eher niedrigen Flussrate konnte der „X-Automat“ klein und leicht gehalten werden (siehe Abb. 88), was ihn zum wesentlichen Bestandteil der Dräger-Rettungsapparate machte [303, 325]. Durch das Reduzierventil war es möglich, auch unter kontinuierlich fallendem Kompressionsdruck im Stahlzylinder, hervorgerufen durch die Sauerstoffentnahme bei Verwendung des Geräts, eine während der gesamten Gebrauchsdauer gleichbleibende Sauerstoffabgabe zu erhalten. Dadurch war die größtmögliche Ausnutzung des zur Verfügung stehenden Sauerstoffvorrats gewährleistet [219], was nicht zuletzt unter ökonomischen Gesichtspunkten vorteilhaft erscheint.

Der Injektor

Das eigentliche Herzstück des Ur-Pulmotors war die sogenannte „*Saug- und Druckdüse*“ [17, 94, 135, 137, 138, 219], später auch „*Injektor*“ [177, 203, 219] genannt. Mit diesem war es Heinrich Dräger möglich, Druck- und Saugwirkungen von definierter Größe in den Schlauchleitungen seines Beatmungsgerätes hervorzurufen.

Um die Bedeutung dieses zentralen Bauelements besser verstehen zu können, wird nachfolgend auf die Bedeutung des Begriffs Injektor, dessen allgemeine Wirkungsweise und Entstehungsgeschichte eingegangen.

Begriffsklärung Injektor

Der Injektor wird auch als Strahlpumpe oder Strahlapparat bezeichnet, deren Pumpwirkung durch ein Treibmedium erzeugt wird, welches durch Impulsaustausch ein Saugmedium ansaugt und fördert. Hierbei kann das Treibmedium sowohl gasförmig (Luft, Dampf), als auch flüssig (Wasser) sein, während als Saugmedium neben gasförmigen und flüssigen auch Feststoffe gefördert werden können.
Als Injektor (lat. „Einwerfer“) werden Strahlpumpen bezeichnet, die eine verdichtende Wirkung haben und deren Hauptaufgabe die Erzeugung von Überdruck ist.
Als Ejektor (lat. „Auswerfer“) werden wiederum Strahldüsen bezeichnet, die vorwiegend eine saugende Wirkung haben und somit hauptsächlich Unterdruck erzeugen [11, 14, 33, 283, 357].

Funktionsweise des Injektors

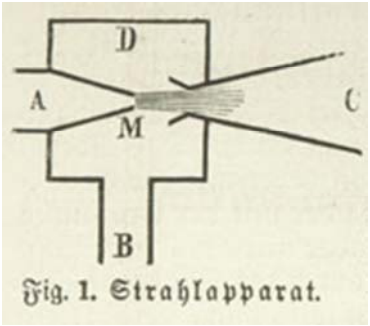


Abb. 89: Funktionsweise eines Strahlapparats, um 1890 [14]

Zur Erläuterung des Funktionsprinzips dient die Abbildung 89. Das aus der Leitung (A) kommende Treibmedium tritt mit hoher Geschwindigkeit aus der Treibdüse (M) aus, wodurch es durch den Venturi Effekt zu einem Druckabfall um den Treibstrahl kommt. Dadurch wird das in der Mischkammer (oder Mischdüse) (D) befindliche Saugmedium vom Treibstrahl angesaugt, beschleunigt und schließlich mitgerissen. Durch die Beschleunigung des Saugmediums entsteht für dasselbe nach Venturi ein Druckabfall, dessen Sogwirkung weiteres Saugmittel aus der Leitung (B) ansaugt. Der so entstandene Mischstrahl tritt durch die Mündung der Misch- oder Fangdüse in die Druckdüse (C) über, wobei er in diesem sich allmählich erweiternden Rohr an

Geschwindigkeit verliert und dabei gleichzeitig an dieser Stelle einen Druckanstieg bewirkt [11, 14, 33, 283, 357].

Entstehungsgeschichte des Injektors

Ein genaues Datum für die Entstehung des ersten Injektors, oder Strahlpumpe, lässt sich nicht angeben. Dieser Pumpentyp mit seinem einfachen und robusten Aufbau war als primitive Wasserstrahlpumpe wahrscheinlich schon in der Antike bekannt.

Zu einer intensiveren Beschäftigung mit dem Injektorprinzip kam es mit dem Fortschreiten der Dampftechnik, die unter anderem im Lokomotivbau zur Anwendung kam. Hier wurde ein Injektor als sogenannter Kesselspeiseapparat für die Dampfkesselspeisung, das Befüllen des bereits unter Hochdruck stehenden Dampfkessels mit Wasser, benötigt [33, 283].

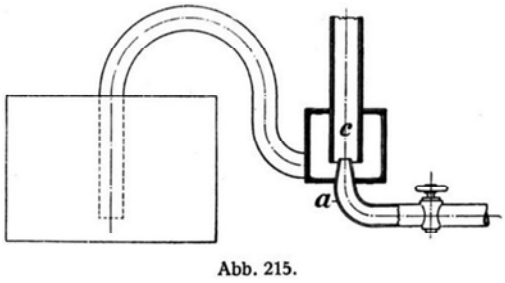


Abb. 90: Schematische Darstellung von Manoury D'Ectots „Dynatransfère", 1818 [33]

Das erste Patent auf einen Injektor erhielt der Franzose Manoury d'Ectot (biografische Daten unbekannt) im Jahre 1818 für einen Apparat namens „*Dynatransfère*" (siehe Abb. 90), der aber materialtechnisch noch nicht als Kesselspeiseapparat eingesetzt werden konnte [33]. Den ersten auch praktisch in der Dampftechnik verwendbaren Injektor konstruierte 1858 der französische Ingenieur Henri Jacques Giffard (1825-1882) [33, 283, 357]. Dieser war auch der erste, der den Namen „*Injektor*" ins Spiel brachte: Sein Patent aus dem Jahr 1858 lautete „*L'Injecteur Automoteur*" [357]. Es folgten viele weitere Patente für veränderte Konstruktionen aus verschiedenen Ländern in den Jahren 1858 bis 1868, die keine große Verbreitung fanden. Dies gelang erst einer Weiterentwicklung des Wiener Ingenieurs Alexander Friedmann (1838-1882), die 1868 patentiert wurde und in vielen

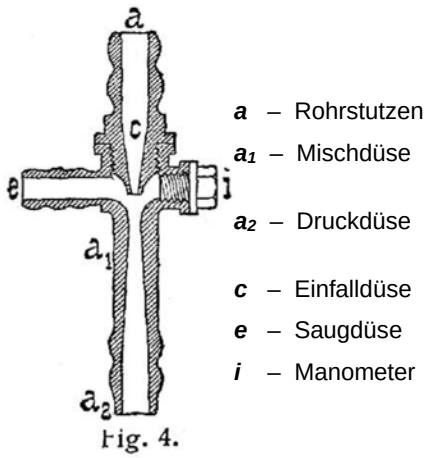


Abb. 91: Wasserstrahlluftpumpe um 1870, Ernst Körting [283]

Lokomotiven Verwendung fand [33]. Bekannt wurden auch die Injektoren von Ernst Körting[93] (1839-1919), der 1869 seinen ersten Injektor patentierte. Dieser war eine Weiterentwicklung von Friedmanns Konstruktion von 1868, bei dem er zuvor gearbeitet hatte, und wurde ebenfalls im Lokomotivbau verwendet [289]. Körtings Injektoren (siehe Abb. 91 und 92) fanden ab 1872, mit Gründung der Firma „Gebr. Körting“, weite Verbreitung [289] und dienten auch als Vorlage für die Entwicklung des Dräger-Injektors [219].



Abb. 92: Anzeige der Firma „Gebr. Körting“, 1885 [272]

[93] Ernst Körting, geboren 12.02.1848 in Hannover als zweiter Sohn des Direktors der städtischen Gaswerke, war ein deutscher Ingenieur und Industrieller. Nach Studium des Maschinen- und Eisenbahnbaus an der Polytechnischen Hochschule Hannover von 1859 bis 1864 folgten ab 1865 Tätigkeiten in Italien, der Schweiz und bei dem österreichischen Ingenieur Alexander Friedmann (1838-1882) in Wien, wo er für den Vertrieb der Friedmann-Injektoren in England und Italien zuständig war. Bereits 1869 konstruierte Körting einen eigenen Injektor, eine Weiterentwicklung des Modells von Friedmann und ließ ihn sich patentieren. Zusammen mit seinem Bruder Berthold Körting (1839-1919) gründete er 1871 die Firma „Gebrüder Körting“, die neben Injektoren Dampfstrahl- und Wasserstrahlpumpen zur Vakuumerzeugung und zum Fördern von Gasen und Flüssigkeiten sowie Strahlkondensatoren herstellte und bis heute besteht (www.koerting.de). 1881 konstruierte er den ersten Gasmotor, Vorläufer der späteren Groß-Gasmotoren, die zur Ausnutzung der Abgase von Hochöfen und Kokereien in ganz Europa und den USA verwendet wurden. Ernst Körting starb am 04.01.1921 in Hannover [35, 289].

Der Dräger-Injektor

Zum Zeitpunkt der Entwicklung des ersten Injektors der Firma Dräger war die industrielle Verwendung solcher Strahlapparate in unterschiedlichster Form bereits weit verbreitet und der Begriff „Injektor“ etabliert. Der Dräger-Injektor stellte, abgesehen von seiner Miniaturisierung, also keine technische Innovation dar. Neu war allerdings die verwendete Antriebskraft. Kamen bislang vor allem Wasser- und Dampfstrahlapparate zum Einsatz, so stellte die Verwendung „*der mechanischen Kraft des komprimierten Sauerstoffs*“ [138] als Antriebsgröße für den Injektor ein Novum dar. Die erste für die Verwendung von Pressgas konstruierte Saug- und Druckdüse wurde 1896 von Bernhard Dräger für Gaslötzwecke entwickelt [138].

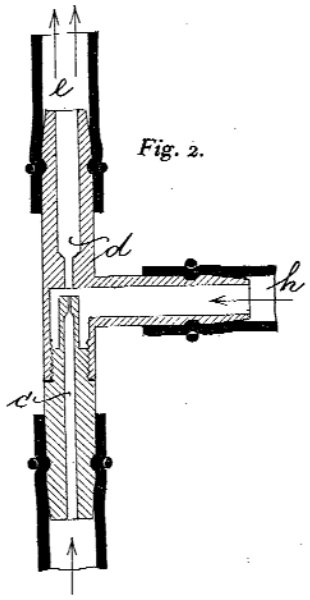


Abb. 93: Schema des Dräger Injektors aus der Patentschrift Nr. 132021, 1901 [122]

Seine erste Anwendung für medizinische Zwecke fand dieser „*nach dem Körting-Prinzip*“ [219] konstruierte Injektor als Antriebsmotor für die Luftzirkulation in freitragbaren Gasschutzgeräten der Firma Dräger, namentlich zuerst in dem Rettungsapparat „Giersberg Modell 1901“ (siehe Abb. 93) [219]. Dieses sogenannte Injektorgerät wurde von Bernhard Dräger und Ludwig Michaelis[94] auf die Initiative des Berliner Branddirektors Erich Giersberg[95] (1854-1905) entwickelt und im Jahr 1901 unter dem Namen „*Vorrichtung zum Athmen in mit Rauch oder schädlichen Gasen erfüllten Räumen*“ (DRP 132021) patentiert [122, 219]. Unter der Typenbezeichnung „Dräger 1903“ brachte Dräger 1903 das erste eigene Injektorgerät auf dem Markt, welches bald von dem Injektorgerät Typ „Dräger 1904/09“ abgelöst wurde, wobei die Luftdurchflussrate der Injektoren in beiden Gasschutzgeräte jeweils erhöht worden war [219]. Es ist davon auszugehen, dass der im Ur-Pulmotor verwendete Injektor aus einer der zuletzt genannten Modellreihen (1903 oder 1904/09) stammte.

[94] Ludwig Michaelis war Direktor der Sauerstofffabrik GmbH Berlin, die hauptsächlich für die Berliner Feuerwehr den Rettungsapparat „Giersberg 1899“, ein Gasschutzgerät ohne Injektor, herstellte. Nach einer Besichtigung des „Giersberg 1899“ schlug Bernhard Dräger den Einbau seines 1896 entwickelten Injektors vor. Zur Umsetzung dieses Vorschlags wurde von 1901 bis 1902 eine Interessengemeinschaft gebildet, bei der Dräger den Bau und die Sauerstofffabrik GmbH Berlin den Verkauf des neuen Geräts unter dem Namen „Giersberg Modell 1901“übernahm [219, 426]. Weiterführende biographische Daten über Ludwig Michaelis sind nicht bekannt.

[95] Erich Giersberg, geboren am 24.01.1854 in Wesel, war ab 1893 Leiter der Berliner Feuerwehr. Er starb am 24.02.1905 in Berlin.

III.3 Das erste Serienmodell des Pulmotors (1908)

III.3.1 Die Weiterentwicklung des Ur-Pulmotors

Als Bernhard Dräger Ende Oktober 1907 von einer Geschäftsreise in die Vereinigten Staaten von Amerika zurückkehrte, war der Prototyp des Pulmotors, der Ur-Pulmotor, bereits von Heinrich Dräger hergestellt und zum Patent angemeldet worden [137, 138]. Allerdings blieb der Ur-Pulmotor, trotz seines durchdachten Konzepts, ein Versuchsmodell, das für den Gebrauch in der Rettungspraxis noch nicht geeignet war [17, 177].

Ursache waren zwei problembehaftete Details in der ursprünglichen Konstruktion von Heinrich Dräger, die von diesem allerdings bereits bei der Entwicklung erkannt und dokumentiert worden waren [17, 137]. Zum einen besaß der Prototyp nur eine singuläre Schlauchleitung für die In- und Exspirationsvorgänge was zu Pendelluft und konsekutiv zu erheblicher Rückatmung der kohlensäurehaltigen Ausatemluft, der sogenannten Totraumventilation, führte [17, 137, 138, 219]. Zum anderen konnte durch die rigide Uhrwerk-Steuerung die Beatmung, genauer gesagt das Atemminutenvolumen, nicht an den einzelnen Patienten angepasst werden [17, 138].

In seinen „Lebenserinnerungen“ schilderte Heinrich Dräger die Problematik des Ur-Pulmotors wie folgt: „*[…] Ich hatte das Gerät mit einem Schlauch versehen, der sowohl der Einatmung als auch der Ausatmung diente. Diese Einrichtung hatte in vergröbertem Maße denselben Fehler wie unsere Luftröhre. Es bleibt stets ein Rest ausgeatmeter, also verbrauchter Luft, darin zurück, und diese kommt bei Einatmungsvorgang zuerst wieder in die Lunge. Je länger und je weiter der Schlauch ist, desto wirksamer wird eine richtige Ventilation der Lunge verhindert. […] Eine lästige Zugabe blieb das Uhrwerk. Es war schwer und teuer; und das Schlimmste: der Rhythmus paßte sich nicht der Lungengröße an.*“ [138].

Heinrich Dräger überließ es seinem Sohn Bernhard und seinem Oberingenieur Hans Schröder, die Konstruktionsdetails zu überarbeiten, um eine Lösung für die beiden oben genannten Probleme zu finden und den Prototypen zur Serienreife zu bringen [17, 137, 138, 203, 219].

III.3.1.1 Das Pulmotor-Prinzip: Technische Innovation des ersten Serienmodells

Die neue Ventileinheit

Bernhard Dräger beteiligte sich an der Entwicklung des Pulmotors, indem er sich des Problems der Rückatmung von Ausatmungsluft annahm [17, 137, 138, 219]. Hierzu war eine Neukonstruktion des ursprünglichen Vierwegehahns von Heinrich Dräger nötig, die den Anschluss eines Zweischlauchsystems ermöglichte. Dieses Schlauchsystem bestand aus einem Einatemschlauch und einem von diesem getrennten Ausatemschlauch, welche durch eine geänderte Ventilsteuerung die patientennahe Trennung der Einatem- und Ausatemluft direkt an der Gesichtsmaske bewirkten. Dadurch wurde die vorherige Rückatmung von kohlensäurehaltiger Ausatmungsluft erheblich verringert und nur noch auf das Volumen der Gesichtsmaske beschränkt [17, 137, 138, 219].

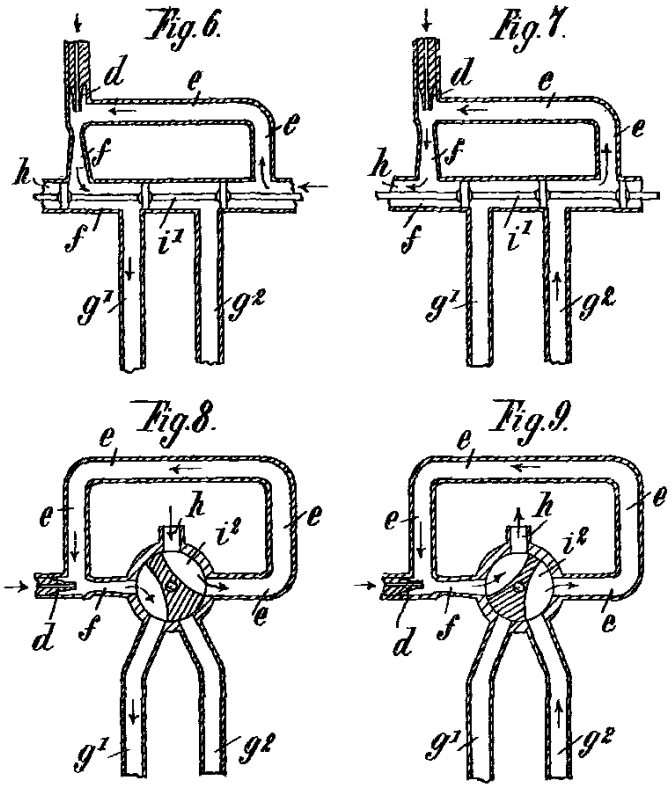


Abb. 94: Ventilsysteme zur Steuerung des Gasflusses in der In- und Exspirationsphase bei Zweischlauch-Pulmotor, Englisches Patent Nr. 20182, 1908 [139]

Bernhard Dräger verfolgte bei der Neukonstruktion des Vierwegehahns verschiedene Ansätze. Dies belegen die Konstruktionszeichnungen der Patentschriften zum ersten Pulmotormodell, welche zudem die verschieden Entwicklungsstufen dieses neuen Ventilsystems illustrieren [139].

Zwei patentierte Ansätze zur Lösung des Rückatmungsproblems sind in Abb. 94 dargestellt. Hierbei war das Ventilsystem in den Figuren 8 und 9 noch stark an den ursprünglichen Vierwegehahn von Heinrich Dräger angelehnt. Bernhard Dräger verwendete allerdings einen Fünfwegehahn i^2, dessen Küken dahingehend verändert war, dass es in

Inspirations- und Exspirationsstellung jeweils einen der beiden Abgänge g^1 und g^2 zu den Atmungsschläuchen verschloss [139].

Die Figuren 6 und 7 der Abb. 94 zeigen einen neuen Konstruktionsansatz, bei dem der Gasfluss im Atemsystem durch ein Kolbenventil i^1 verändert wurde. Das hier gezeigte Ventilsystem bestand aus einem an beiden Enden offenen Zylinder, der ein Kolbenventil mit drei an einer Kolbenstange fixierten Kolben beinhaltete. Dieses Kolbenventil i^1 konnte in zwei Positionen gebracht werden, welche entweder die Druckseite *f* des Injektors *d* mit der Inspirationsleitung g^1 oder die Saugseite des Injektors mit der Exspirationsleitung g^2 in Verbindung brachten [139].

Diesen Konstruktionsansatz des Kolbenventils behielt Bernhard Dräger für die spätere Serienfertigung des Pulmotors über mehrere Modellreihen bei, allerdings veränderte sich der sogenannte „*Ventilkasten*“ im Detail [133, 139]. So zeigte die Patentzeichnung zur Umsteuereinheit von 1908 (Abb. 96) ein Kolbenventil, bei dem der mittlere Kolben durch eine im Zylinder fixierte Trennwand ersetzt worden war [133].

In den ab 1908 in Serie verbauten Ventilsystemen änderte sich die Atemgasführung abermals. Wie der Abb. 97 und einem späteren Modell in der Abb. 95 zu entnehmen ist, bestand das Kolbenventil nun aus zwei Ventilpaaren (*7*, *8* und *9*, *10*), die zeitgleich von je einem Kolben (*11* und *12*) bedient wurden und sich im In- und Exspirationsschenkel eines gemeinsamen Zylinders (*6*) befanden. Die vormals endständigen Zylinderöffnungen waren hierbei zu einer mittelständigen Öffnung (*18*) verschmolzen, durch die je nach Ventilstellung entweder Umgebungsluft angesogen (Abb. 95, Fig. 1, Inspirationsphase) oder verbrauchte Luft herausgeblasen (Abb. 95, Fig. 2, Exspirationsphase) wurde [129].

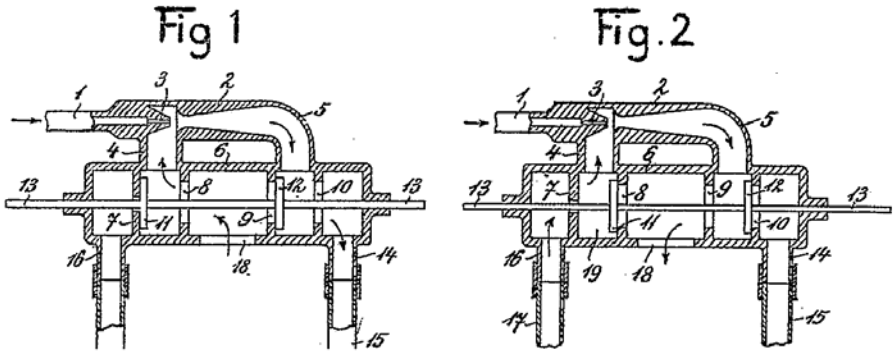


Abb. 95: Kolbenventilsystem aus 4 Ventilen und 2 Kolben mit mittelständiger Öffnung, Pulmotor 1934 [129]

Der neue Steuerungsmechanismus

Einen gewichtigen Anteil an der Weiterentwicklung des Ur-Pulmotors hatte Hans Schröder[96], welcher zu jener Zeit als Oberingenieur im Drägerwerk tätig war [17, 137, 138, 177, 219]. Dieser beschäftigte sich, unabhängig vom Bemühen Bernhard Drägers um die Integration eines Zweischlauch-Atemsystems in die ursprüngliche Konstruktion seines Vaters, mit dem noch nicht zufriedenstellend gelösten Problem der automatischen Steuerung der Beatmung beim Prototyp.
Das bis dahin von Heinrich Dräger verwendete Uhrwerk war aus ökonomischer Sicht für die Serienproduktion des Beatmungsgerätes nicht geeignet [138]. Auch aus physiologischer Sicht stellte es nicht die beste Lösung dar und behinderte zudem den Einsatz des Pulmotors an einem großen und inhomogenen Patientenkollektiv. Dies lag in der Eigenschaft dieses Uhrwerks begründet, mit seinen fest vorgegebenen Umdrehungen pro Minute gleichzeitig eine fixe Atemfrequenz vorzugeben. Dadurch ergab sich, abhängig von der Compliance[97] der Lunge zum Zeitpunkt der Beatmung, ein fast gleichbleibendes Atemminutenvolumen, das allen Patientengruppen, vom kräftigen Mann bis zum Säugling, genügen musste.
Der rigide Steuerungsmechanismus des Prototypen hatte einen weiteren Nachteil: er ließ sich nicht an die Lungenmechanik anpassen. Kam es zu einer plötzlichen Verschlechterung der Compliance, sei es durch Hustenstöße, Gegenatmen des Patienten oder durch ein Lungenödem, zum Beispiel im Rahmen einer Gasvergiftung oder Aspiration, so konnten gefährlich hohe Beatmungsdrücke entstehen. Diese wiederum konnten zu Schäden am Lungengewebe, dem sogenannten Barotrauma führen. Ursache hierfür war eine fehlende Begrenzungsmöglichkeit der applizierten Beatmungsdrücke beim Ur-Pulmotor. Dieser baute an einer „Messlunge“ mit vorgegebener Compliance fest voreingestellte Beatmungsdrücke von +/ - 20 cm Wassersäule auf [135], wobei die

[96] Hans Schröder wurde am 5. Oktober 1880 in Schwerin als Sohn eines Handwerkers geboren. Sein Todesdatum ist unbekannt. Schröder trat am 16. Oktober 1898 als Volontär bei der Firma Heinrich Dräger ein und arbeitete ab 1902 als selbständiger Ingenieur im Drägerwerk. Neben der Weiterentwicklung des Ur-Pulmotors schuf er unter anderem einen Kalklichtbrenner für Lichtprojektionen (1905), den „Dräger-Kombinations-Narkoseapparat“ (1911) und den Luftuntersucher „Aeronorm“[219].
[97] Die Compliance (C) ist das physiologische Maß für die Dehnbarkeit einer Körperstruktur, in diesem Fall der Lunge, und wird als Volumenänderung (ΔV) pro Veränderung des applizierten Füllungsdrucks (ΔP) beschrieben (C = ΔV/ ΔP) [312].

Druckmaxima, die der Injektor aufbauen konnte, deutlich höher lagen[98] [84, 331]. Dementsprechend konnte der Ur-Pulmotor bei sich verschlechternder Compliance deutlich höhere Drücke applizieren [331].

Hans Schröder fand einen Lösungsweg, der die Nachteile der rigiden Uhrwerksteuerung umging und zugleich für eine Kontrolle der Beatmungsdrücke sorgte. Er entwickelte einen neuen Steuerungsmechanismus, der, getriggert durch einen definierten Beatmungsdruck, automatisch zwischen In- und Exspirationsphase umschaltete. Damit war der Serien-Pulmotor nach heutigem Verständnis ein druckgesteuertes Beatmungsgerät, ganz im Gegensatz zu seinem zeitgesteuerten Prototypen [17, 177]. Die Energie für diese druckgesteuerten Umschaltvorgänge stammte nicht aus einem Uhrwerk, sondern aus der gleichen Quelle, die auch für die Generierung der Beatmungsdrücke zuständig war: Sie stammte aus dem druckgasbetriebenen Injektor des Pulmotors [133, 177]. Das Kernstück der neuen Steuermechanik war ein kleiner Blasebalg aus Ziegenleder [177], der bei Erreichen eines bestimmten Beatmungsdrucks einen Federmechanismus auslöste, der wiederum die Umschaltung zwischen den Beatmungsphasen vornahm [133, 219, 331].

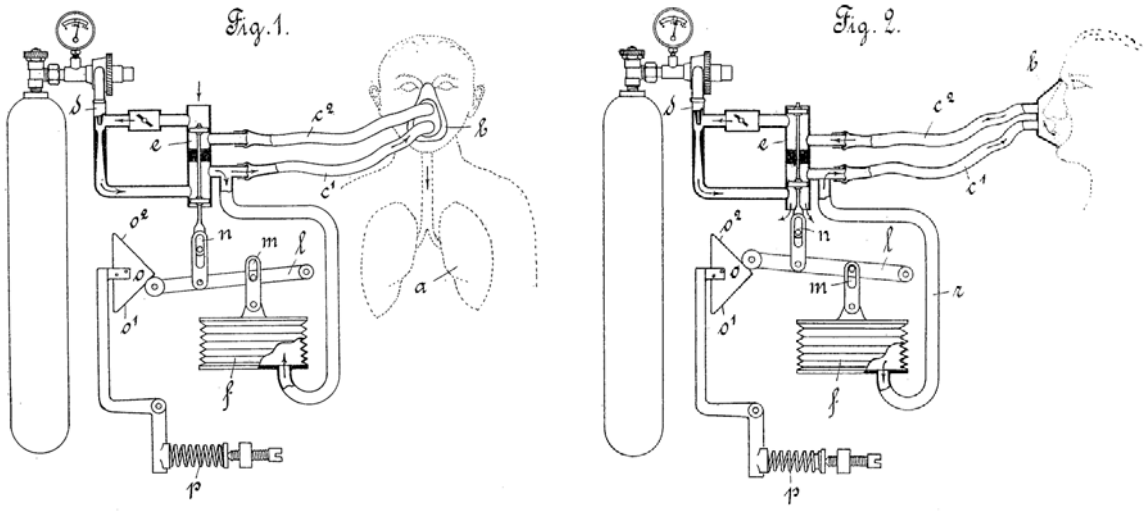


Abb. 96: Patentzeichnung des druckgesteuerten Umschaltmechanismus, 1908. Fig. 1: Inspiration, Fig. 2: Exspiration [133]

Anhand der Abb. 96, der Originalzeichnung zur Patentschrift des automatischen Umsteuermechanismus (D.R.P. Nr. 209287), lässt sich die Funktionsweise dieses Mechanismus nachvollziehen. Diese Abbildung verdeutlicht, dass die Steuermechanik aus zwei Teilen bestand: einem Lederbalg *f* als

[98] In der Serien-Version wurde die Maximalleistung des Injektors von anfangs 40 cm auf 30 cm Wassersäule begrenzt, um auch bei einem Ausfall des druckgesteuerten Umschaltmechanismus lungenschädigende Druckmaxima zu verhindern [84, 331].

Triggermechanismus und dem eigentlichen Umschaltmechanismus, einem federbetriebenen Kurvengetriebe *l* – *p* [133]. In der Inspirationsphase (Abb. 96, Fig. 1) strömte Druckluft durch den Ventilkasten *e* und den Inspirationsschlauch c^1 zur Lunge des Patienten und gelangte gleichzeitig über die von der Inspirationsleitung abgehende Rohrverbindung *r* zum Lederbalg *f*. Sobald in der sich mit Luft füllenden Lunge und im Schlauchsystem ein bestimmter Druck, der Triggerdruck, erreicht war, begann sich auch der Lederbalg *f* zu füllen und brachte dadurch das Kolbenventil *e* über den Hebel *l* in die Exspirationsstellung. Durch die Saugwirkung in der nachfolgenden Exspirationsphase (Abb. 96, Fig. 2) baute sich in Lunge und Schlauchsystem ein Unterdruck auf, der den Lederbalg ab einer bestimmten Höhe wieder zusammenzog, was das Kolbenventil wieder in die Inspirationsstellung brachte. Der Lederbalg als Triggermechanismus ließ sich an variablen Stellen in das Beatmungsgerät einfügen. So konnte der Lederbalg *f* nicht nur mit dem Inspirationsschlauch c^1, sondern auch mit dem Exspirationsschlauch c^2, dem Steuerungsventilgehäuse *e* oder mit der Atemmaske *b* verbunden werden [133].

Um die Umschaltung des Kolbenventils zwischen seinen beiden Schaltstellungen möglichst sicher und unmittelbar zu gewährleisten, war zwischen Lederbalg *f* und Ventilsystem *e* ein Kurvengetriebe als eigentliche Schaltmechanik eingefügt, welches die eher inkonstanten Bewegungen des Lederbalgs nach dem „Alles-oder-nichts-Prinzip“ in zwei definierte Bewegungsabläufe übersetzte. Dieses Getriebe bestand aus dem Hebelarm *l*, der die Bewegungen des Lederbalgs über die Stangen *m* und *n* auf die Kolbenstange des Ventilsystems e übertrug. Das freie Ende des Hebels griff dabei die keilförmige Kurve *o* ab, welche aus den Gleitflächen o^1 und o^2 gebildet wurde. Diese Gleitflächen wurden durch eine regelbare Feder *p* gegen das freie Hebelende gedrückt, wodurch der Hebel und damit auch Lederbalg und Kolbenstange in ihrer oberen und unteren Endstellung gehalten wurden, solange die Beatmungsdrücke die Triggerschwelle nicht überschritten. Bei Erreichen des Triggerdrucks glitt das freie Ende des Hebels *l*, angetrieben durch die Bewegung des Lederbalgs, von der einen Gleitfläche o^1 auf die andere Gleitfläche. Daraufhin schnellte der Hebel *l* und mit ihm der Blasebalg *f* durch die Kraft der Feder *p* in seine andere Endstellung und bewegte damit die Kolbenstange ohne Verzögerung von einer Schaltstellung in die andere [133].

Die Feder *p* erfüllte somit in der Steuermechanik zwei Aufgaben: Am Ende jeder Atemphase bestimmte sie den Triggerdruck und beschleunigte unmittelbar danach die Kolbenstange des Ventilsystems [133, 331] und verhinderte somit, dass das Ventil bei Undichtigkeiten oder leichten Hustenstößen „auf halbem Wege stehen blieb“.

Der schließlich in der ersten Pulmotorserie verbaute Steuerungsmechanismus wies gegenüber der patentierten Version einige Veränderungen auf, das Grundprinzip der Konstruktion blieb jedoch gleich. Diese Modifikationen werden in Abb. 97 verdeutlicht. Um Ventilsystem und Steuerungsmechanismus kompakt zu halten, wurde die zuvor beschriebene neue Form des Ventilsystems mit mittelständiger Öffnung verwendet und der Lederbalg B zur Umsteuerung direkt mit dem Ventilkasten L verbunden. Gleichzeitig wurde die Schaltmechanik vereinfacht, indem das Kurvengetriebe durch einen mit einer Zugfeder bewehrten Doppelhebelmechanismus auf Kugellagern ersetzt wurde, der durch die mittelständige Öffnung des Ventilkastens mit der Kolbenstange verbunden war [84, 331]. Auch hier bestimmte die Feder den Triggerdruck und steuerte durch Beschleunigung der Hebelarme die Schaltbewegung der Kolbenstange [331]. Da der obere Hebelarm mit seinem freien Ende den Ausschnitt einer Kreisbahn beschrieb, galt dies ebenso für die mit ihm verbundene Kolbenstange. Dementsprechend waren die vier Ventilöffnungen jetzt nicht mehr linear, sondern etwas versetzt, dem Ausschnitt der Kreisbahn folgend, im Inneren des Ventilkastens angeordnet. Das Kolbenventil arbeitete hier also wie ein Schwingventil [331].

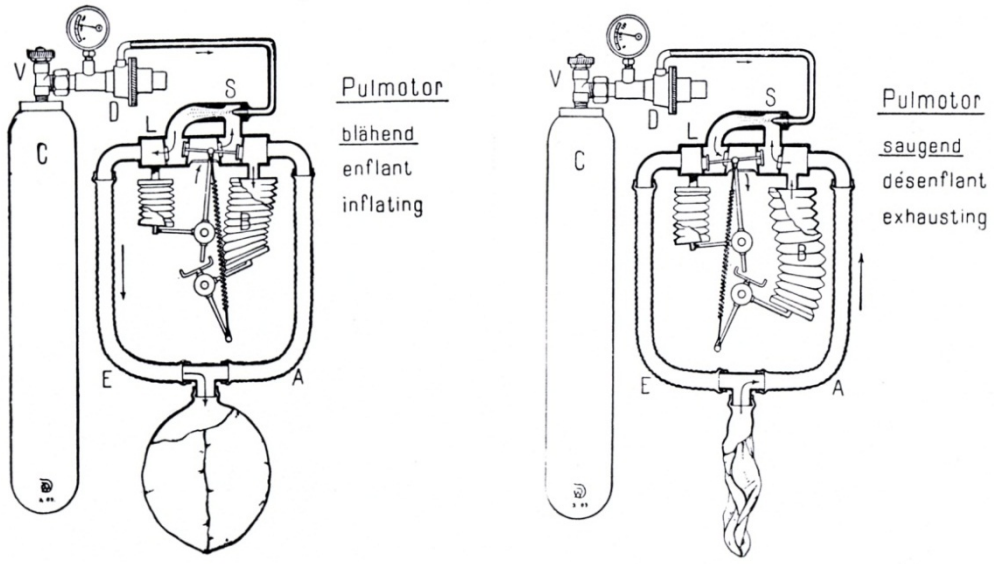


Abb. 97: Schemazeichnung des Serien-Pulmotors in Inspirations- und Exspirationsstellung [84]

Die wichtigste Neuerung betraf den Bewegungsablauf des Kolbenventils. Die in der ursprünglichen Version gewollt ruckartig herbeigeführten Umschaltvorgänge konnten auf lange Sicht die Funktion des Kolbenventils beeinträchtigen und zu ungewollten Druckspitzen im Beatmungssystem führen. Um die Stöße beim Umschaltvorgang aufzufangen, war der obere Hebel der Schaltmechanik mit einem weiteren, als Puffer wirkenden Lederbalg verbunden [17, 200, 203]. Dieser sogenannte „*Bremsbalg*“ [17, 203] hatte keinerlei Verbindung zu den Atemwegen, sondern wirkte allein durch seine Luftfüllung als Dämpfungselement, wodurch die Schaltvorgänge wesentlich sanfter abliefen [17, 200, 203].

III.3.1.2 Physiologische Versuche vor Beginn der Serienproduktion

Obwohl Heinrich und Bernhard Dräger mit der Entwicklung ihres ersten Beatmungsgeräts, dem Pulmotor, Neuland betraten[99], war diese Entwicklungsarbeit keine planloses Konstruieren nach Gutdünken des medizinisch ungebildeten Ingenieurs.

Schon bei der Konstruktion des Prototypen konnte Heinrich Dräger auf sein Fachwissen zurückgreifen, das er sich auf dem Gebiet der Atemschutzgeräte für Bergbau und Industrie, wie auch im Bereich der Druckgastechnik über mehrere Jahre angeeignet hatte [303, 355, 426]. Durch seine Kontakte im Bereich des Grubenrettungswesens, der Industrie- und Feuerwehren, war ihm zudem bekannt, welche Anforderungen im Rettungsalltag an ein maschinelles Beatmungsgerät gestellt wurden [188, 219].

Auch bei der weiteren Entwicklungsarbeit zusammen mit seinem Sohn Bernhard wurde planvoll vorgegangen. Neben der Aneignung eines theoretischen Fachwissens durch Studium der Fachliteratur aus den Bereichen Atemphysiologie und Rettungswesen und dem Verfolgen der aktuellen wissenschaftlichen Diskussionen zum Themenbereich Wiederbelebung und künstliche Atmung [196, 331] wurde vor allem auf medizinisch-physiologische Experimente Wert gelegt

[99] Wilhelm Haase-Lampe (1877-1950), langjähriger Leiter der literarischen Abteilung des Drägerwerks, beschrieb die Situation von 1908, dem Jahr der Entwicklung und Markteinführung des Pulmotors, wie folgt: „*Das Gerät wurde im Oktober1908 für den Verkauf freigegeben. Wohl hegten wir die Hoffnung, daß es sich als brauchbar erweisen würde; aber praktische Erfahrungen fehlten naturgemäß vollständig.*“ [188].

[192, 197]. Heinrich und Bernhard Dräger wollten sich auf diesem Wege Klarheit über die Wirkungsweise und mögliche Gefahren in der Anwendung ihres neuen Beatmungsgeräts verschaffen. Im Zentrum stand dabei die Ermittlung der für eine suffiziente Ventilation erforderlichen Beatmungsdrücke, die noch nicht zu einer Lungenschädigung führten [197, 331]. Auch über den Sauerstoffgehalt der Inspirationsluft herrschte noch Unklarheit [331]. Der Dräger-Ingenieur Hans Schröder formulierte die Fragestellungen so: *„Aber, durften wir es wagen, den Sauerstoff mit Überdruck die Atemwege hineinzudrücken und die Lunge leerzusaugen? War die Lunge ohne Schaden imstande, die Widerstände der normalerweise durch den Nervenreiz bewegten Atemmuskulatur zu überwinden und den Brustkorb zu heben und zu senken? Welche Druckwerte und Sauerstoffmengen waren erforderlich?“* [331].

Zur Klärung dieser Fragestellungen arbeiteten Heinrich und Bernhard Dräger mit dem Lübecker Chirurgen Otto Roth (1863-1944) zusammen [192, 197], mit dem sie bereits 1902 den Narkoseapparat „Roth-Dräger“ entwickelt und erfolgreich auf den Markt gebracht hatten [324, 355, 356]. In Gemeinschaft mit Dräger testete Roth den Pulmotor-Prototypen und alle seine Weiterentwicklungen im Tierexperiment an Hunden und an frischen Leichen [197, 220, 331]. Auch bereits von Dräger verworfene Konstruktionen[100] [84] wurden im Experiment untersucht, um auch über die Folgen etwaiger Fehlschritte im Bilde zu sein [197]. Aus dem Durchschnitt der in diesen physiologischen Versuchen ermittelten Beatmungsdrücke wurden für das Serienmodell eine Druckhöhe von 20 cm, eine Saughöhe von 25 cm Wassersäule und ein Frischgasfluss von 70 Litern pro Minute festgelegt[101] [197, 331].

Roth beteiligte sich nicht nur an der Entwicklung des ersten Serienmodells, sondern war auch für die Ausarbeitung einer physiologisch begründeten und aus medizinischer Sicht korrekten Gebrauchsanweisung verantwortlich, einem wertvollen Ausstattungsmerkmal des Pulmotors, das eine vollständige

[100] Bis auf den sogenannten „Ur-Pulmotor“ sind keine weiteren Prototypen aus der Entwicklungsphase des ersten Serien-Pulmotors erhalten geblieben. Auch die Dräger-Archive geben hierzu keine genaueren Angaben oder Abbildungen. Lediglich die Patentschriften zeugen von den unterschiedlichen Überlegungen, die zum Serienmodell angestellt wurden.

[101] Die Angaben über die Beatmungsdrücke der ersten „Versuchsexemplare“ [192] der Pulmotorreihe ab Ende 1908 sind widersprüchlich. Offiziell wird in den Dräger-Heften für die ersten Pulmotore eine Druck- und Saughöhe von + 20 und – 25 cm WS angegeben [197, 331]. Diese Angaben stammen aber nicht aus den Herstellungsjahren dieser Geräte, sondern finden sich frühestens ab 1913 [329] in den Dräger-Heften. Die Pulmotor-Kataloge und Bedienungsanleitungen der ersten Herstellungsjahre geben selbst keine Auskunft über die angewendeten Beatmungsdrücke [84, 85].

Handlungsanweisung zur Wiederbelebung Scheintoter und deren anschließenden Versorgung enthielt. Auf diese „*Gebrauchsanweisung nach Prof. Dr. Roth*“ [92] wird in Kapitel III.8.1 (Bedienungsanleitungen und Airway-Management) näher eingegangen.

III.3.1.3 Die Markteinführung der ersten Pulmotor-Serie

Die Markteinführung und damit öffentliche Anwendung des Pulmotors erfolgte im Oktober 1908 [185, 186, 188, 192, 200, 203, 329].

Diese Markteinführung war allerdings keinesfalls als allgemeiner Verkaufsstart zu verstehen. Vielmehr handelte es sich um den Beginn einer weiteren Testphase, in der das bereits in physiologischen Versuchen erfolgreiche Gerät im Rettungsalltag an seiner eigentlichen Zielgruppe, den Scheintoten, erprobt werden sollte. Diese praktische Erprobungsphase umfasste die „*Versuchsjahre*“ 1909 bis 1911 [185]. In der Anfangszeit wurden bewusst nur wenige Geräte[102] (Abb. 98) an einen ausgewählten Personenkreis ausgeliefert, zu dem vor allem Feuerwehren und die Rettungseinrichtungen der Bergwerke gehörten [185, 197]. Diese Rettungsstellen sollten den Pulmotor in ihrer täglichen Rettungspraxis einsetzen und seine Handhabung kritisch bewerten, wobei Dräger vor allem an einer Prüfung der von ihnen ermittelten Beatmungsdrücke auf ihre Praxistauglichkeit und Sicherheit hin interessiert war [185]. Zu diesem Zweck wurden sogenannte „*Pulmotorstationen*“ [197] eingerichtet, deren Besatzung für den Einsatz des Pulmotors geschult



Abb. 98: Pulmotore in den Werkhallen von Dräger [17]

[102] Nach dieser initialen Erprobungsphase, in der noch einige Detailveränderungen erfolgten, stiegen die Absatzzahlen allerdings sprunghaft an. So wurden bis zum Jahresbeginn 1912 weltweit fast 2000 Pulmotore verkauft [185].

wurde. So erfolgte 1908/ 09 die Abgabe von „Versuchsexemplaren“ an Feuerwehren, unter anderem in Hamburg und Berlin [192]. Bemerkenswert war die frühzeitige Einbeziehung ausländischer Märkte, die mit einer walisischen Grubenrettungsstelle begann [197] und auf Drägers Geschäftsbeziehungen aus dem Verkauf von Atemschutzgeräten zurückging [138, 219, 355, 426].

Die von diesen Pulmotorstationen gemeldeten Kritikpunkte und Anregungen wurden von Dräger für die Weiterentwicklung des Seriengeräts berücksichtig und teilweise sogar direkt in der laufenden Produktion umgesetzt [192, 196]. Dies zeigt, dass sich Dräger von Anfang an intensiv mit den Bedürfnissen des Marktes beschäftige und auch in der Lage war, Kundenwünsche prompt umzusetzen.

Insbesondere mit der Berliner Feuerwehr schien es in den ersten Jahren einen regen Informationsaustausch gegeben zu haben, der zu einigen Detailänderungen führte [85, 185, 192, 196]. Hierzu gehörten ein verkleinerter, an die Feuerwehrfahrzeuge angepasster Transportkoffer, Gesichtsmasken in unterschiedlichen Größen mit verbesserter Abdichtung und eine Zusatzleitung zum Anschluss größerer Sauerstoffflaschen [85, 185, 192].

III.3.2 Geräteaufbau und Zubehör des fertigen Serienprodukts

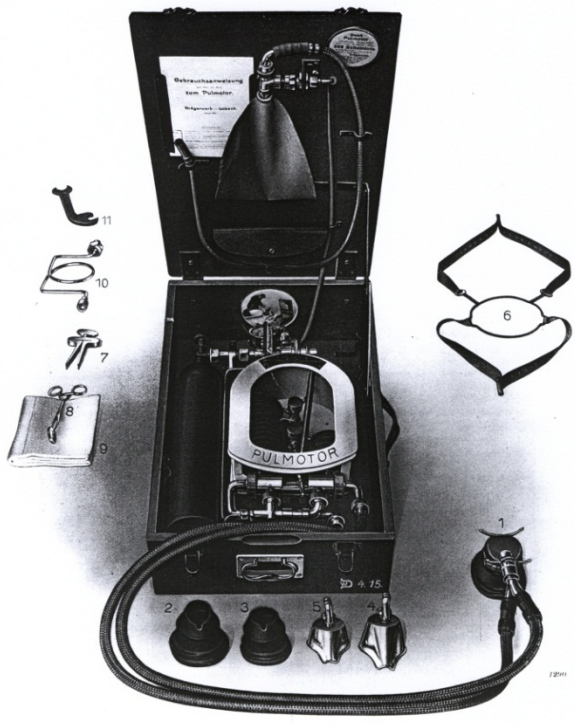
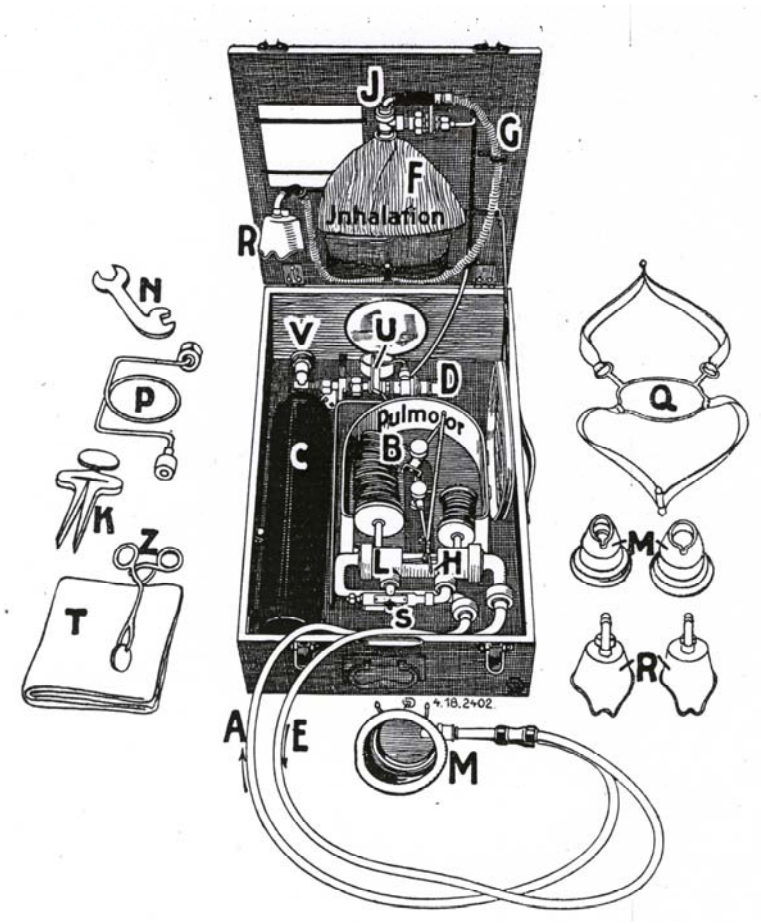


Abb. 99: Foto des ersten Serienpulmotors mit Universalmaske und komplettem Zubehör [191]

Zum Aufbau des Pulmotors gehörten ab dem ersten Serienmodell einige grundlegende Bauteile und Funktionskonzepte, die bis zum Beginn der fünfziger Jahre in fast unveränderter Form beibehalten wurden, ein Beweis für die Qualität der ursprünglichen Konstruktion (siehe Abb. 99). Energiequelle jeden Pulmotor-Modells war, wie zuvor beschrieben, in Stahlzylindern komprimierter Sauerstoff, der über drägereigene Verschluss- und Reduzierventile nutzbar gemacht

wurde. Auch die zentrale Antriebseinheit, der ventilgesteuerte Injektor, war immer vorhanden. Allerdings erfolgte die Ventilsteuerung bei einigen Modellen per Hand und nicht über die patentierte Drucksteuerung. Zusätzlich zur Beatmungseinheit wurde das Seriengerät mit der Möglichkeit zur Sauerstoffinhalation ausgestattet [84, 85, 200].

Die nachfolgenden Beschreibungen über Geräteaufbau und Zubehör des Serienpulmotors beziehen sich auf die Beschriftungen in den Abbildungen 100 und 102.



A - Ausatmungsschlauch
B - Lederbalg
C - Sauerstoffzylinder
D - Druckreduzierventil
E - Einatmungsschlauch
F - Sparbeutel
G - Inhalationsschlauch
H - Handatmungshebel
J - Inhalationsgerät
K - Mundöffner
L - Steuerungskammer
M - Beatmungsmasken
N - Schlüssel
P - Verlängerungsrohr
Q - Kopfring mit Spannriemen
R - Inhalationsmasken
S - Injektor
T - Handtuch
U - Umschalthebel
V - Verschlussventil
Z - Zungenzange

Abb. 100: Pulmotor mit Zubehör, 1918 [91]

Das Gehäuse

Der Pulmotor war vom Serienbeginn im Oktober 1908 an in einem Holzkoffer mit Ledergriff untergebracht, der sämtliches Zubehör beherbergte [84, 85]. Dieser wurde erstmals im März 1910 in seiner äußeren Erscheinung verändert. So wurde der Koffer auf Betreiben der Berliner Feuerwehr verkürzt, um damit eine bessere Unterbringung in den Einsatzfahrzeugen zu gewährleisten [85, 192]. Der Koffer

hatte seitdem, bis zum Ende der dreißiger Jahre, die Außenmaße 66 x 40 x 18 cm [90, 91, 191, 208]. Das Gesamtgewicht des Pulmotormodells wurde bis 1910 mit 21 kg, später dann mit 24 kg angegeben [84, 85, 90, 91, 191].

Die Energiequelle

Im Koffer war ein 2 Liter fassender Stahlzylinder C untergebracht, der bei 150 at Füllungsdruck 300 Liter Sauerstoff enthielt und eine Beatmungsdauer von 40 Minuten ermöglichte[103] [90, 91, 191, 208, 219]. Außerdem konnte der Pulmotor über ein spiralförmiges Verlängerungs- oder Verbindungsrohr P mit einem größeren, außerhalb des Koffers befindlichen 10-Liter-Sauerstoffzylinder O verbunden werden, der bei einem Fassungsvermögen von 1600 Litern Beatmungszeiten von drei Stunden ermöglichte (siehe Abb. 101) [90, 208]. Um die Sauerstoffzylinder austauschen zu können, war jedem Pulmotor ein Doppelschraubenschlüssel N beigefügt, der an einer Seitenwand des Koffers untergebracht war [84, 85, 91, 191]. Wie beim Prototypen waren auch die Sauerstoffzylinder der Serienmodelle mit dem drägereigenen Verschlussventil V und dem Druckreduzierventil D vom Typ „X-Automat“ ausgestattet [94]. Zwischen Verschlussventil und Reduzierventil befand sich bis Anfang der zwanziger Jahre ein exzentrisches, später dann ein konzentrisches (siehe Abb. 102) „Finimeter“ zur Anzeige der verbleibenden Sauerstoffmenge [91, 94, 208]. Durch das Reduzierventil gelangte der Sauerstoff

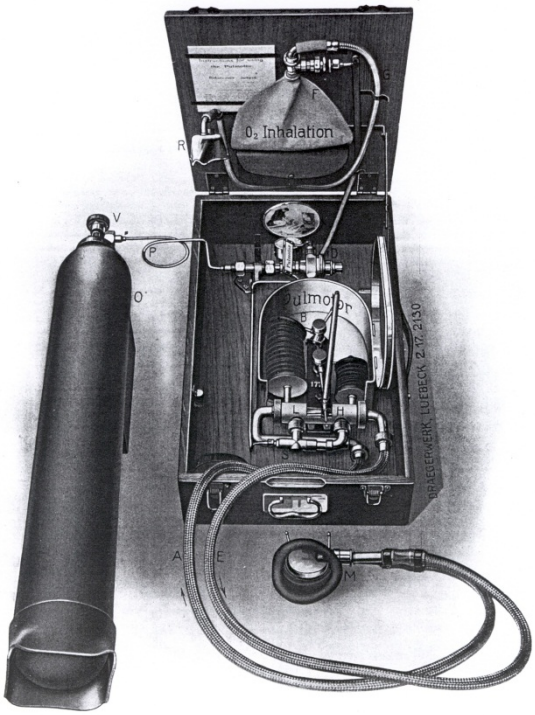


Abb. 101: Pulmotor mit externem, großem Sauerstoffzylinder [186]

[103] In den ersten Herstellungsjahren wurde der Sauerstoffvorrat des Stahlzylinders mit 330 Litern angegeben [84, 85, 86, 200]. Dies kann zweierlei Ursachen haben. Einerseits waren die ersten Modelle mit einem größeren Koffer ausgestattet, der möglicherweise auch eine größere Sauerstoffflasche beherbergte. So wird in einem Katalog der Sauerstoff-Centrale Berlin ein Stahlzylinder von 2,3 Litern mit einem Fassungsvermögen von 350 Litern beschrieben [86]. Andererseits handelt es bei den genannten Quellen um Werbekataloge, die den Sauerstoffvorrat eher großzügig auslegen. Ein Vorrat von 300 Litern wird nur in Gebrauchsanweisungen erwähnt, die, den Sicherheitsaspekt betonend, eher zu zurückhaltenden Angaben über den mitgeführten Sauerstoffvorrat tendieren.

mit einem Arbeitsdruck von 7 at zum Umschalthebel U. Dieser Hebel gehörte zu einem Dreiwegehahn, der den Sauerstoff in der Stellung „Pulmotor“ auf die Beatmungseinheit und in der Stellung „Inhalation“ auf die Sauerstoff-Inhalationseinheit verteilte und dadurch das jeweilige Gerät sofort in Betrieb setzte [84, 85, 91, 203].

Die Inhalationseinheit

Das in Abbildung 102 mit dargestellte Sauerstoff-Inhalationsgerät J befand sich im Deckel des Holzkoffers. Es entsprach dem Dräger „Sauerstoff-Koffer“ und war für den spontan atmenden Patienten gedacht, der noch keine Beatmung benötigte oder diese schon hinter sich hatte. Das Gerät war über einen Gummischlauch mit dem Umschalthebel U verbunden. Von dort strömte in der Hebelstellung „Inhalation“ Sauerstoff in einer Dosierung von 4 l/min in den im Deckel befestigten „Sparbeutel“ P (siehe auch F in Abb. 100). Dieser Gummibeutel diente als Reservoir für den Sauerstoff, der erst ab einer gewissen Beutelfüllung oder bei Inspiration durch den Patienten über einen Metallschlauch G zur Inhalationsmaske R gelangen konnte. Dadurch wurde unnötiger Sauerstoffverlust vermieden und für eine ausreichende Gasmenge bei tiefer Inspiration mit fest anliegender Maske gesorgt. Die Inhalationsmaske bestand aus vernickeltem Metall und war in zwei Größen, für Männer und Frauen, im Koffer untergebracht. Zur Sauerstoffinhalation wurde die Maske fest über Nase und Mund des Patienten gelegt. Die Ausatmung

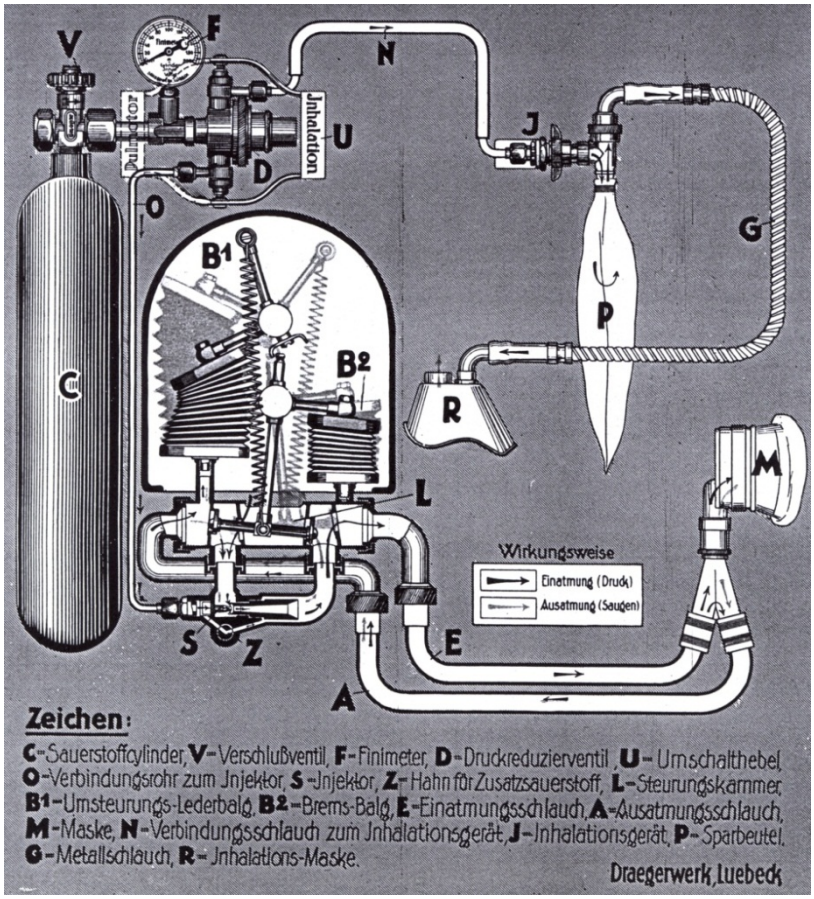


Abb. 102: Schematische Darstellung des Pulmotors mit Zusatzsauerstoff-Leitung, 1927 [208]

erfolgte dabei über ein in den Maskenboden eingebautes Ventil (siehe auch Abb. 102) [84, 86, 90, 91, 200].

Die Beatmungseinheit

Das eigentliche Beatmungsgerät war in liegender Position im Holzkoffer befestigt (siehe Abb. 100). Es bestand wie schon zuvor beschrieben aus dem Verbund von Injektor S, Ventilsystem L und dem druckgetriggerten Steuerungsmechanismus mit Lederbalg B [91, 203]. Der Drucktrigger des Steuerungsmechanismus war auf die Druckwerte eingestellt, die zuvor von Otto Roth und Heinrich Dräger in physiologischen Versuchen ermittelt worden waren. Demzufolge baute die Beatmungseinheit am Ende der Inspiration einen Überdruck von 20 cm Wassersäule (WS) auf, während in der Exspirationsphase ein Sog von 25 cm WS erzeugt wurde [90, 91, 191]. Der Ventilkasten L war über zwei Schraubverbindungen mit den flexiblen Atemschläuchen A und E verbunden. Diese waren wiederum über ein sogenanntes „Gabelstück“ aus Metall, mit der Beatmungsmaske verbunden [85, 91, 203]. Zum Schutz der Umschaltmechanik war diese in einem aufklappbaren Metallgehäuse untergebracht, welches im geschlossenen Zustand die Kontrolle des Umschaltvorgangs über ein Glasfenster ermöglichte. So konnten mechanische Dysfunktionen auch bei geschlossenem Metallgehäuse erkannt werden.

Der im Serienmodell verbaute Injektor wurde mit 5,8 l/min Sauerstoff betrieben und saugte maximal 75 l/min Umgebungsluft an[104] [91, 196]. Dabei konnte der Injektor Saug- und Druckwerte von bis zu 40 cm WS aufbauen, solange dieser Druckaufbau nicht durch eine Umsteuerungseinheit begrenzt wurde [84]. In der Inspirationsphase nahm die vom Injektor angesaugte Umgebungsluftmenge mit zunehmendem Druckaufbau in der Lunge bis auf einen Minimalwert von 10 l/min kontinuierlich ab, wodurch sich eine durchschnittliche angesaugte Umgebungsluftmenge von 42,5 l/min und ein mittlerer Frischgasfluss von 48,3

[104] Neben diesen in den meisten Quellen angegebenen Leistungsdaten des Injektors, lassen sich auch abweichende Werte finden. So ist in der Feld-Anweisung des Kriegsjahres 1916 ein fast 30 % geringerer Sauerstoffverbrauch des Pulmotors über seinen Injektor von 4 l/min angegeben. Dieser Injektor scheint auch eine deutlich geringere Saugkraft von 12 l/min Umgebungsluft entwickelt zu haben [90]. Die Richtigkeit dieser Daten vorausgesetzt könnte dies für eine Modellvariante sprechen, die, der Situation auf dem Schlachtfeld angepasst, möglichst sparsam mit der Ressource Sauerstoff umgehen sollte. Allerdings deutet die nachfolgend in der Feld-Anweisung angegebene Betriebsdauer von 40 Minuten, die der standardmäßig von Dräger angegebenen Betriebszeit entspricht, eher auf einen Fehler bei der Angabe der Leistungsdaten hin.

l/min mit einem Sauerstoffgehalt der Inspirationsluft von 29,5 % ergab [91, 196, 208].

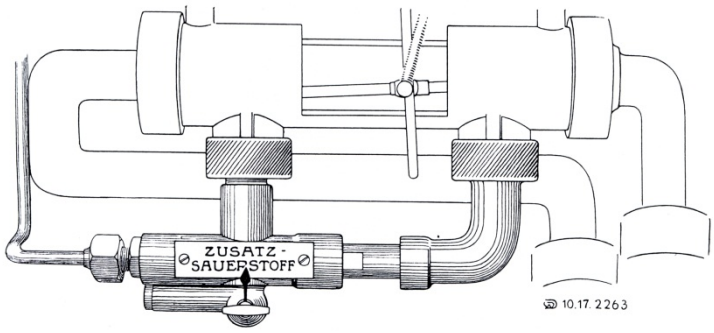


Abb. 103: Injektoreinheit mit Zusatzsauerstoff-Leitung, 1917 [328]

Ab Dezember 1917 wurde der Pulmotor mit einem neuen Injektor ausgestattet [132, 328]. Dieser war mit einer sogenannten „*Zusatzsauerstoff-Leitung*“ versehen (dargestellt in Abb. 102 und 103), die bei Bedarf aktiviert werden konnte und den Sauerstoffgehalt der Inspirationsluft auf 49 % erhöhte [91, 132, 208, 328]. In diesem Fall erhöhte sich allerdings auch der Sauerstoffverbrauch des Injektors auf nunmehr 18 l/min und machte den Einsatz größerer Sauerstoffflaschen erforderlich [91, 208, 328]. Diese neue Möglichkeit der erhöhten Sauerstoffabgabe war aus den Erfahrungen in der Anwendung des Pulmotors bei Kohlenmonoxidvergiftungen entstanden, die den Vorteil einer Beatmung mit hohen Sauerstoffkonzentrationen deutlich werden ließen [91, 132, 208, 328]. Anhand der Abb. 104 aus der Reichspatentschrift Nr. 309258 soll die Funktionsweise dieser Zusatzsauerstoff-Leitung erklärt werden. Hier ist zu sehen, dass die Injektordüse *b* von einer Bypassleitung *e* umgangen wurde. Diese Leitung wurde aus dem Druckreduzierventil über die Leitung *a* direkt mit Drucksauerstoff gespeist und konnte mit dem Durchgangshahn *f* bedarfsweise geöffnet oder geschlossen werden. Der durch die Leitung *e* strömende Zusatzsauerstoff gelangte bei geöffnetem Hahn *f* mit einem voreingestellten Überdruck in die Mischkammer *g* des Injektors und verringerte so den in der Mischkammer herrschenden Unterdruck. Dadurch verringerte sich die Saugkraft des Injektors. Statt vorher 42,5 l/min wurden jetzt nur noch 34 l/min Umgebungsluft durch den Injektor angesaugt. Diese mischte sich mit dem Betriebssauerstoff aus der Injektordüse *b* und der Bypassleitung *e*, was im Inspirationsschenkel zu einer erhöhten Sauerstoffkonzentration von 49 % führte [132, 328].

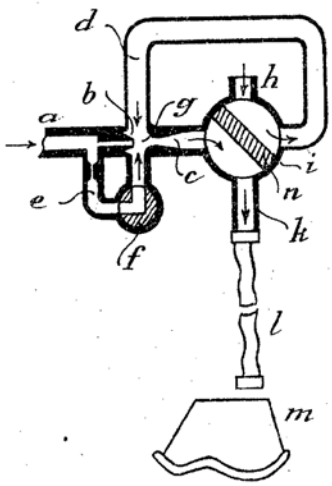


Abb. 104: Patentzeichnung der Zusatzsauerstoff-Leitung, 1917 [132]

Die Beatmungsmasken

Die Beatmungsmasken des Pulmotors waren ein elementarer Bestandteil des Beatmungsgeräts und gleichzeitig das schwächste Glied in der Kette, da von ihrem luftdichten Sitz die Funktionsfähigkeit des Geräts abhing. Kam es durch eine schlecht sitzende Maske zu größeren Leckagen, so konnte der Beatmungsapparat keine ausreichenden Drücke aufbauen. Folge war eine unzureichende oder ausbleibende Lungenventilation. Zudem funktionierte in einer solchen Situation der Umschaltmechanismus nicht mehr, da die zur Umschaltung erforderlichen Triggerdrücke nicht mehr erreicht wurden. Auch bei gutem Sitz blieb die Beatmung mit der Maske komplikationsträchtig, da sie prinzipiell keine Kontrolle der oberen Atemwege ermöglichte. Dräger war sich dieses Problems von Anfang an bewusst, behielt aber das Prinzip der Maskenbeatmung bis zum Ende der Pulmotor-Modellreihe bei, da diese im Notfall vom Laienretter am einfachsten und schnellsten anzuwendenden war[105]. Angesichts der auch in der heutigen Beatmungspraxis noch bestehenden Problematik der Maskenabdichtung, ist es nicht verwunderlich, dass sich Form, Aufbau und Beschaffenheit der von Dräger verwendeten Beatmungsmasken mehrfach änderten.

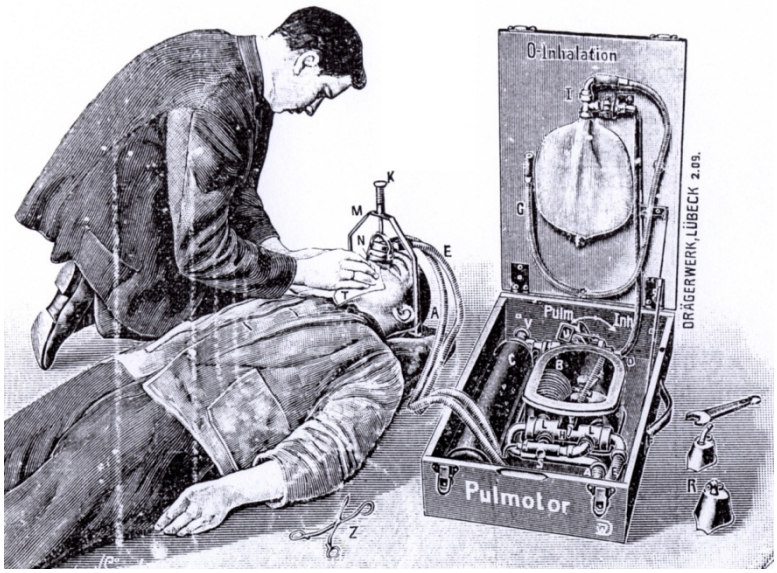


Abb. 105: Pulmotor mit Nasenmaske, 1909 [84]

Die erste Pulmotorserie, die von 1908 bis 1909 produziert wurde, wurde bewusst mit einer, in Abbildung 105 dargestellten, Nasenmaske N ausgeliefert [39]. Aus

[105] Dräger hatte sich bereits vor Beginn der Pulmotor-Produktion intensiv mit der Sicherung der oberen Atemwege, dem sogenannten „Airway-Management“, auseinandergesetzt und war, nicht zuletzt durch die Zusammenarbeit mit Otto Roth, mit den verschiedenen Möglichkeiten der Atemwegssicherung vertraut. So war Dräger auch die Überlegenheit der endotrachealen Intubation zur Sicherung der Atemwege bekannt. Deren Anwendung mit dem Pulmotor propagierte Dräger anstelle der Maskenbeatmung, sobald ein in der Intubation geübter Arzt anwesend war [84]. Die Handlungsempfehlungen zum Pulmotor unterschieden sich in diesem Punkt also nicht von den heuten aktuellen Standards. Dies ist umso erstaunlicher als die endotracheale Intubation in Notfallsituationen zu Beginn des 20. Jahrhunderts kaum verbreitet war. Drägers Bemühungen um das Airway-Management werden in einem eigenen Kapitel untersucht.

zuvor durchgeführten Erprobungen war man bei Dräger zu der Einsicht gelangt, dass eine um die Nase positionierte Maske am einfachsten zu einem luftdichten Maskenschluss führte und auch vom wenig geübten Laien sicher zu handhaben wäre. Um einen zur Beatmung ausreichenden Druckaufbau zu ermöglichen, waren allerdings weitere Voraussetzungen nötig. Der Zungengrund musste vom Kehldeckel angehoben werden, um so für freie Atemwege zu sorgen. Dies sollte durch Herausziehen der Zunge aus dem Mund unter Zuhilfenahme des Handtuchs T oder der Zungenzange Z geschehen, die sich beide als Zubehör im Pulmotorkoffer befanden. Zugleich musste der Mund luftdicht verschlossen gehalten werden, da sonst weder Überdruck noch Unterdruck in den Lungen erzeugt werden konnte. Hierfür entwickelte Dräger eine Spann- oder Andrückvorrichtung, die den unveränderten Sitz der einmal korrekt positionierten Maske garantieren sollte. Dadurch hatte der Retter beide Hände frei, um sich um das Freihalten der Atemwege und den Verschluss des Mundes kümmern zu können [84, 134].

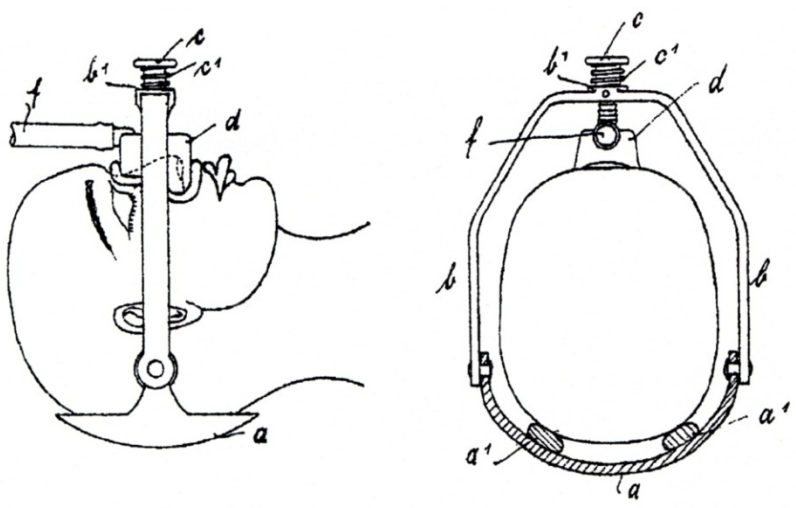


Abb. 106: Nasenmaske mit Schnellverschluss, Patentzeichnung, 1909 [134]

Die unter der Nr. 223220 im Deutschen Reich patentierte Spannvorrichtung ist in den Abbildungen 105 und 106 dargestellt und ist zudem in Abbildung 107 rechts neben dem Pulmotorkoffer liegend zu finden. Dieser sogenannte „*Maskenspanner*“ [84] bestand aus einem leicht gewölbten Blech, welches unter den Hinterkopf des Patienten geschoben wurde, und einem mit dem Blech verbundenen Bügel, der über die auf dem Gesicht positionierte Nasenmaske gestellt wurde. Anschließend konnte die Maske mit einer im Bügel angebrachten Spannschraube auf der Nase fixiert werden, wobei eine Feder ein ungewolltes Verstellen der Spannschraube verhinderte [84, 134]. Dieser Maskenspanner beugte einem Verrutschen der Nasenmaske wahrscheinlich recht

suffizient vor, allerdings blieb die Abdichtung im Bereich der aus dem Mund herausgezogenen Zunge problematisch.

Ab 1910 wurde daher dieser Maskentyp, nicht zuletzt auf Veranlassung der Berliner Feuerwehr, durch eine auch den Mund bedeckende Gesichtsmaske ersetzt[106] [85]. Diese Spezialmaske kam ohne Spannvorrichtung aus. Stattdessen benutzte sie die aus dem Mund herausgezogene Zunge als Widerlager, um einen ausreichenden Anpressdruck um Mund und Nase und damit einen luftdichten Verschluss zu erreichen. Während Abbildung 107 diese Maske im praktischen Einsatz zeigt, sollen die Abbildungen 108 und 109 Aufbau und Funktionsweise verdeutlichen.

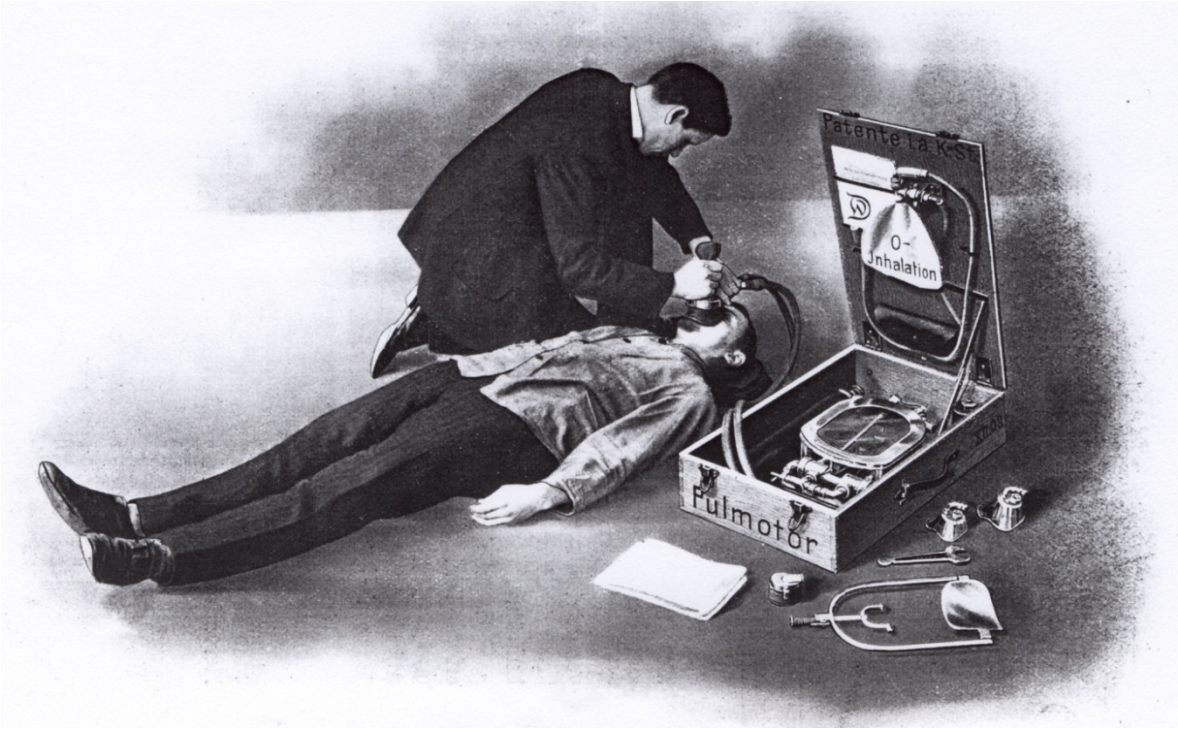


Abb. 107: Gesichtsmaske mit integrierter Zungenzange im Einsatz. Im Vordergrund rechts befindet sich die alte Nasenmaske samt Spannvorrichtung, 1910 [85]

Hauptmerkmal war die durch den Maskenboden geführte Zungenzange *c*, deren Griff sich außerhalb der Maske *a* befand und von einem, an der Maske angebrachten, luftdichten Gummisack *b* umschlossen wurde. Zur Beatmung wurde nun zuerst die Zange an der Zunge angelegt und diese aus dem Mund hervorgezogen. Anschließend wurde die Maske über Mund und Nase des Patienten gelegt, was durch den Gummirand der Maske erleichtert wurde. Nun

[106] Diese Gesichtsmaske wurde bereits 1908 von Dräger entwickelt und unter der Nr. 211928 im Deutschen Reich patentiert. Allerdings wurde ihr Einsatz mit dem Serienpulmotor zugunsten der Nasenmaske zurückgestellt [85, 131].

konnte die Zange an einem in der Maske angebrachten Haken *d* fixiert werden, wodurch gleichzeitig die Maske fest gegen das Gesicht gedrückt wurde [85, 131].

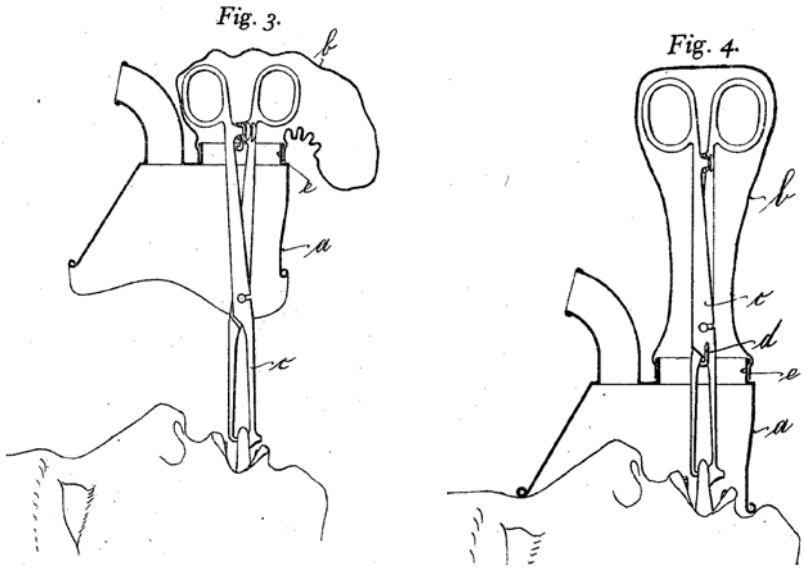


Abb. 108 und 109: Gesichtsmaske mit Zungenzange, schematische Darstellung, 1908 [131]

In der Abdichtung der oberen Luftwege war dieser Maskentyp mit seiner integrierten Zungenzange der Nasenmaske überlegen. Allerdings blieb die Handhabung in der Rettungspraxis anstrengend und umständlich, da weiterhin mit beiden Händen und mit einem gewissen Kraftaufwand für eine Abdichtung der Maskenränder gegen das Gesicht des Patienten gesorgt werden musste [85]. Dementsprechend wurde diese Maske bereits 1911 durch eine Weiterentwicklung ersetzt [200].

Dieser neue Maskentyp verband die Vorzüge der beiden zuvor beschriebenen Masken miteinander. So handelte es sich erneut um eine Mund und Nase bedeckende Gesichtsmaske, die mit einer Spannvorrichtung auf dem Gesicht fixiert werden konnte. Neu war der modulare Aufbau der sogenannten „*Universalmaske*“, die mit je einem auswechselbaren Gummiwulst für Männer, Frauen und Kinder bestückt werden konnte. Der Maskenboden aus Metall blieb also immer der gleiche, was nicht nur kostensenkend war, sondern auch Platz und Gewicht im Pulmotor-Koffer einsparte. Die Abbildungen 99, 100 und 110 verdeutlichen die Konstruktionsmerkmale dieser Maske. Die Spannvorrichtung bestand aus einem gepolsterten Ring Q, der in bekannter Weise unter dem Hinterkopf zu platzieren war. Von diesem Ring gingen zwei Riemenpaare W_1 und W_2 ab. Sie wurden an vier seitlich vom Maskenboden M abstehenden Dornen befestigt und konnten durch anziehen den Gummiwulst an die Nasenwurzel und den Mund heranholen, bis die Maske dicht abschloss. Auch hier war das

Freihalten der Atemwege Bestandteil der Beatmung. Allerdings wurde die Zunge nun, wie in Abbildung 110 dargestellt, unter dem Gummiwulst hervorgeholt und mit der Zungenzange in dieser Stellung fixiert [86, 90, 91, 200].

Diese Prozedur war sicherlich nicht einfach zu bewerkstelligen zumal gleichzeitig der luftdichte Sitz der Maske beibehalten werden musste. Trotzdem war diese Maskenkonstruktion ungleich erfolgreicher und wurde über viele Jahre verwendet. Dies lag an zwei neu eingeführten Maßnahmen, die auch heute noch zu den Standards des Airway-Managements bei der Maskenbeatmung zählen. Mitentscheidend für den Erfolg der neuen Maskenkonstruktion war das Überstrecken des Kopfes, was durch das Unterpolstern des Schulterbereichs des Patienten unterstützt wurde, wie es in Abbildung 110 gut zu erkennen ist. Damit konnte verhindert werden, dass sich der Zungengrund der Rachenhinterwand anlegte und so den Zugang zur Luftröhre versperrte. Bei der zweiten in Abbildung 110 gezeigten Maßnahme handelte es sich um den „*Speiseröhrendruck*“ [92] nach Otto Roth, bei dem durch Druck mit den Fingern auf den Ringknorpel der Luftröhre die Speiseröhre gegen die Wirbelsäule gedrückt und somit verschlossen wurde. Damit wurde gleichzeitig das Aufblähen des Magens durch Beatmungsgase sowie die Regurgitation von Mageninhalt in die Lungen verhindert [91]. Die detaillierte Beschreibung des „*Rothschen Handgriffs*“ [86] und seiner heute bekannten Variante erfolgt in einem eigenen Kapitel.

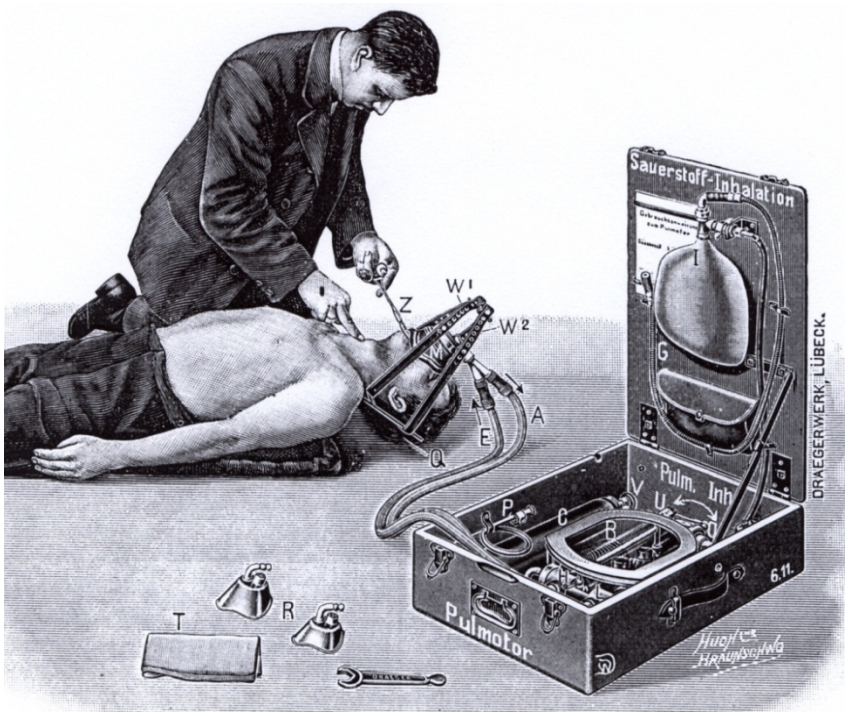


Abb. 110: Pulmotor-Universalmaske von 1911 mit Riemenspannvorrichtung [200]

In den folgenden 30 Jahren unterlag diese Universalmaske nur unwesentlichen Änderungen, die vor allem das Gummipolster der Maske betrafen [204]. Die ersten Gummiwülste waren noch relativ steif und wurden durch Kneten und Biegen des

Wulstes der Gesichtsform angepasst [210]. Dies funktionierte bei gut geformten oder dicken Gesichtern noch recht gut. Bei eingefallenen Wangen konnte dagegen eine Abdichtung der Maske häufig nur durch Unterpolsterung der seitlichen Maskenränder mit vaselinegetränkter Verbandwatte gelingen [204]. Deshalb wurden die Masken mit einem aufblasbaren Dichtwulst, dem sogenannten „*Pneumatikpolster*“, versehen, welcher sich dem Gesicht besser anschmiegte und bei eingefallenen Wangenpartien eine bessere Abdichtung erzielte [204, 210]. Allerdings erwies sich die Gummimischung des Pneumatikwulstes als nicht sehr langlebig, sodass der Wulst seine Luft verlor und wiederholt aufgepumpt werden musste. Anfang der dreißiger Jahre konnte aufgrund neuer Herstellungsverfahren ein Gummipolster entwickelt werden, das aus wesentlich haltbarerem Naturgummi hergestellt wurde. Das Pneumatikpolster wurde jetzt durch ein ebenso anschmiegsames Polster ersetzt, dessen Dichtwulst mit elastischem Moosgummi gefüllt war. Zudem waren die Maskenränder, wie in Abbildung 111 gut zu erkennen, erstmals dem Verlauf der Wangenpartien entsprechend ausgeformt. Diese neue Formgebung ermöglichte ein genaueres Anlegen der Maske, die dadurch auch bei eingefallenen Wangen besser abdichtete [204, 210]. Aus ökonomischer Sicht vorteilhaft war nicht nur die verlängerte Haltbarkeit des Polsters – Dräger bescheinigte dem neuen Gummipolster ein Haltbarkeit von mindestens fünf Jahren – sondern auch der gegenüber dem alten Pneumatikpolster niedrigere Preis und die Tatsache, dass der Metallboden der Universalmaske weiterverwendet werden konnte [210]. Dieser vernickelte Metallboden bekam 1937 eine neue Form und wurde erneut mit einem veränderten Gummiwulst versehen. Wie der Abbildung 112 zu entnehmen ist, war dieser Gummirand dünner gearbeitet und sollte sich durch seine nach innen gewölbte Form noch feinfühliger der Gesichtsform anpassen [363].

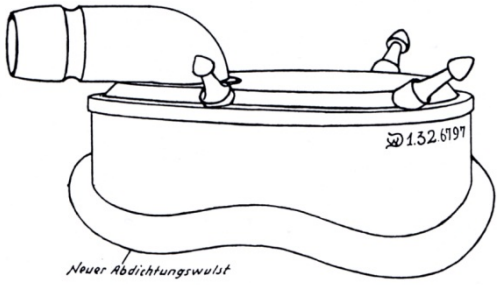


Abb. 111: Pulmotormaske mit neuem Gummipolster, 1932 [210]

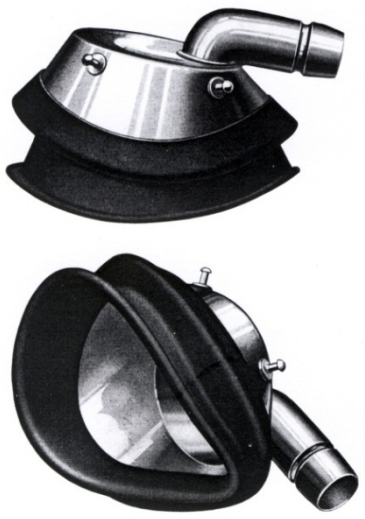


Abb. 112: Pulmotormaske mit gewölbtem Gummiwulst, 1937 [363]

Weiteres Zubehör für das Airway-Management

Neben der Beatmungs- und der Inhalationseinheit mit ihren dazugehörigen Masken, beherbergte der Pulmotorkoffer verschiedene Gerätschaften, die zum Freihalten der Atemwege benutzt wurden. Sie waren für die Funktionsfähigkeit des Beatmungsgeräts nicht zwingend erforderlich. Allerdings erleichterten sie die Handhabung und damit den erfolgreichen Einsatz der Beatmungsmaschine am Patienten beträchtlich. Die enorme Wichtigkeit dieser Hilfsmittel hatten Heinrich und Bernhard Dräger, für die das Freihalten und Sichern des Atemwegs elementarer Bestandteil der Pulmotortätigkeit war, bereits in den physiologischen Versuchen vor Pulmotor-Einführung erfahren. Bei verlegten Atemwegen war eine Beatmung mit dem Pulmotor unmöglich.
Diese Hilfsmittel zum Offenhalten der Atemwege, die als Zubehör einen festen Platz im Pulmotorkoffer hatten, beinhalteten ein grobes Handtuch, eine Zungenzange, einen Mundöffner und einen Zungenhalter [84, 85]. Später wurde der Pulmotor zusätzlich mit dem sogenannten „*Mundsperrer*“ nach Heister[107] (ab 1915) und dem Zungenhalter nach Leyden[108] (ab 1927) ausgerüstet [89, 90, 91, 92, 191, 208, 219].
Eine ausführliche Beschreibung der einzelnen Zubehörteile erfolgt in Kapitel III.8.1 (Bedienungsanleitungen und Airway-Management).

Funktionskontrolle des Beatmungsgeräts: Die Prüflunge

Auch nach langen Standzeiten musste die stetige Einsatzbereitschaft des Pulmotors gewährleistet sein. Da eine Fehlfunktion oder ein Ausfall des Geräts den Tod des Patienten bedeuten konnte, musste es dem Anwender möglich sein, das Beatmungsgerät regelmäßig auf seine Funktionsfähigkeit prüfen zu können. Nur so konnten Funktionsfehler rechtzeitig erkannt und korrigiert werden. Deshalb versah Dräger jeden Pulmotor mit einem sogenannten „*Prüfbeutel*“, einer künstlichen Lunge in Form

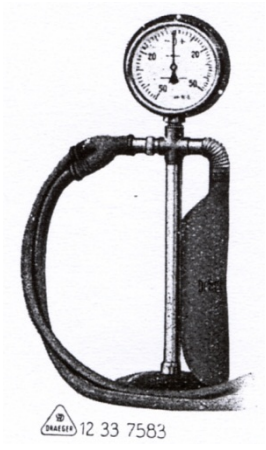


Abb. 113: Pulmotor-Prüfgerät, 1933 [89]

[107] Lorenz Heister (1683-1758). Weitere biografische Daten in Kapitel III.8.1 (Bedienungsanleitungen und Airway-Management).
[108] Hans Leyden. Weitere biographische Daten unbekannt.

eines Gummisacks, der im Pulmotorkoffer mit untergebracht war [84, 85, 89, 90, 91, 97, 191]. Indem dieser Prüfbeutel mit den Atemschläuchen verbunden wurde, konnte auf einfache Weise die Funktion des Pulmotors geprüft werden. Bei korrekter Funktion musste der Beutel nun in regelmäßigen Abständen aufgeblasen und leergesaugt werden [84, 85, 90, 97]. Dabei war sein Volumen so gewählt, dass sich eine Atemfrequenz von 14 bis 16 Atemhüben pro Minute ergab [97]. Wurde ein Teil des Gummibeutels mit der Hand abgeschnürt, sodass sein Volumen verkleinert wurde, dann musste sich diese Atemfrequenz entsprechend beschleunigen [84, 85, 90, 97].

Bis 1910 waren diese Prüfbeutel mit einer Spannvorrichtung versehen, mit der sie über die Nasen- oder Gesichtsmaske gespannt werden konnten [84, 85]. Später wurde der Prüfbeutel über ein mitgeliefertes Kniestück direkt an die Gabelmuffe der Atemschläuche angeschlossen [90, 91, 97, 191]. Zusätzlich konnte ab Ende der zwanziger Jahre ein „*Pulmotor-Prüfgerät*“ als optionales Zubehör erworben werden [89, 97]. Dieses Prüfgerät bestand, wie in den Abbildungen 113 und 114 gezeigt, aus einem an einem Stativ befestigten Finimeter und wurde zwischen Atemschläuche und Prüfbeutel geschaltet. So konnte die Funktionskontrolle um eine Überprüfung der Atemwegsdrücke erweitert werden [89, 97].



Abb. 114: Pulmotor-Prüfgerät, 1933 [97]

III.4 Die 1. Pulmotor-Generation: Serienproduktion 1908 – 1954

In den nachfolgenden vier Kapiteln erfolgt die Beschreibung der unterschiedlichen Pulmotor-Modelle, die während der Produktionszeit von 1908 bis in die achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts entstanden sind. In dieser langen Produktionszeit gab es mehrfach grundlegende Konstruktionsänderungen der zentralen Steuereinheit, anhand derer eine Unterteilung der Modellreihen in drei Pulmotor-Generationen erfolgt. Bei den Pulmotor-Generationen handelt es sich um eine willkürliche Unterteilung der stetig fortgeführten Entwicklung der Pulmotor-Modellreihen. Eine scharfe zeitliche Abgrenzung der einzelnen Generationen ist hierbei nicht möglich. Vielmehr überlappen sich Produktion und Vertrieb der drei Pulmotor-Generationen zum Teil um mehrere Jahre.

So wurde die erste Generation von 1908 an produziert und vertrieben, wobei allein anhand der Konstruktion über 10 verschiedene Modellreihen differenziert werden können. Der Vertrieb der zweiten Pulmotor-Generation erfolgte ab 1954 mit über 6 Modellreihen. Eingeschlossen sind hier auch Beatmungsgeräte mit anderem Baureihennamen wie zum Beispiel der „Poliomat“. Diese basieren auf dem Pulmotor-Umschaltmechanismus und wurden zum Teil bereits ab 1952 vertrieben. Ab Anfang der sechziger Jahre erfolgte die Markteinführung der dritten und letzten Pulmotor-Generation, in der sich über 5 verschiedene Modellreihen differenzieren lassen. Das offizielle Ende der Pulmotor-Modellreihen markiert die Markteinführung des Pulmotor-Nachfolgers „Oxylog“ im Jahre 1976. Der Vertrieb der dritten Pulmotor-Generation lässt sich allerdings noch bis in die achtziger Jahre hinein nachweisen. In einem eigenen Kapitel wird auf den „Baby-Pulmotor“ eingegangen, der in teilweise eigenständiger Konstruktion von 1913 bis Ende der sechziger Jahre in über 6 Modellreihen vertrieben wurde.

Nachfolgend soll auf die unterschiedlichen Pulmotor-Modelle eingegangen werden, die während der über vierzigjährigen Produktion der ersten Pulmotor-Generation bis 1954 entstanden sind. Hierbei ist zwischen Überarbeitungen des ersten Serienmodells und parallel dazu auf den Markt gekommenen neuen Modellvarianten zu unterscheiden. Das Funktionsprinzip änderte sich hierbei allerdings nicht.

III.4.1 Die Modellvarianten des Pulmotors

Die Bandbreite der Modellvarianten reichte von Änderungen im äußeren Erscheinungsbild über Veränderungen des Funktionsumfangs bis hin zu echten Neuentwicklungen. Während einige Geräte über Jahre hinweg erfolgreich verkauft wurden, schafften es andere nicht über den patentierten Prototypen hinaus.

Stativ-Pulmotor und Wandgerät

Diese beiden Ausführungen des Koffer-Pulmotors wichen nur bezüglich ihres Erscheinungsbildes vom Standardmodell ab.

Bereits mit dem ersten Pulmotor-Katalog wurde der „Stativ-Pulmotor“ angeboten, ein semi-transportables Gerät, welches für den Einsatz in Krankenhäusern und Rettungsstationen gedacht war [84]. Namensgebend war die Montage des Gerätes an einem fahrbaren Stativ, welches zugleich einen großen 10-Liter-Sauerstoffzylinder aufnahm [84, 97, 207]. Wie der Abbildung 115 zu entnehmen, war das Stativgerät außerdem mit einem Druckmesser ausgerüstet, der den in der Lunge erzeugten Über- und Unterdruck anzeigte [97, 105]. Diese Modellvariante durchlief die gleichen Entwicklungsstufen wie der Koffer-Pulmotor und wurde bis zum Modellwechsel 1954 produziert.

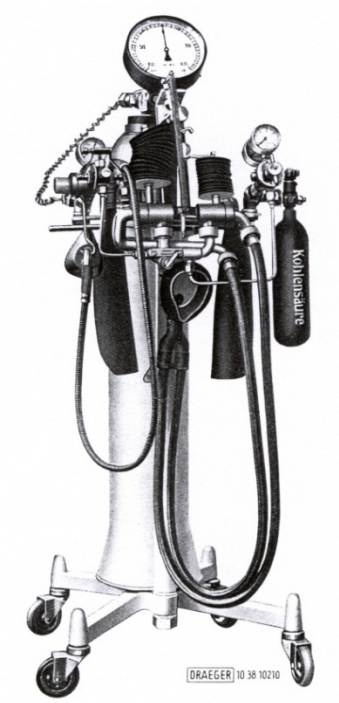
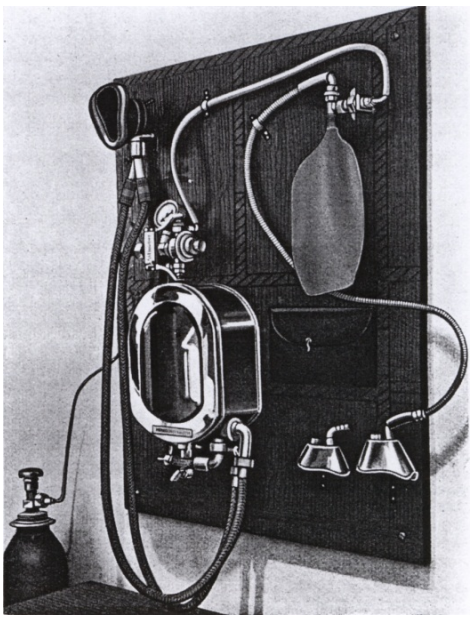


Abb. 115: Pulmotor am Stativ mit Kohlensäurezusatz-Apparat, 1938 [97]


Abb. 116: Pulmotor, montiert an Wandbrett, 1936 [213]

Neben Koffer- und Stativ-Pulmotor wurde die Beatmungsmaschine außerdem als stationäres Wandgerät angeboten [207, 213]. Hierbei war der Pulmotor, dem Namen entsprechend, fest an ein Wandbrett

montiert. Abbildung 116 zeigt das mit einem großen Sauerstoffzylinder verbundene Gerät [213].

Der Hand-Pulmotor (Version 1)

Eines der Erfolgsprinzipien des Pulmotors war, wie in den Dräger-Heften und Katalogen immer wieder betont, der von Hans Schröder entwickelte druckgesteuerte Umschaltmechanismus. Erst durch diesen Mechanismus wurde aus dem Beatmungsgerät eine vollautomatische Beatmungsmaschine. Trotzdem wurde bereits mit dem Einführungsmodell eine parallele Modellreihe angeboten, die auf die Vorteile des Umschaltmechanismus verzichtete und stattdessen auf eine Umsteuerung der Beatmungsvorgänge durch die Hand des Retters setzte [84]. Die Beweggründe hierfür waren anfangs noch rein ökonomischer Natur, konnte doch das nur von Hand zu bedienende Modell 25 % günstiger als das Standardmodell mit automatischer Umsteuerung angeboten werden [84]. Später standen die Gewichtsersparnis und der geringere Platzbedarf im Vordergrund, was in der 1910er Jahren zur Entwicklung einer eigenständigen Pulmotorreihe führte [94, 194].



Abb. 117: Transport des Hand-Pulmotors, 1916 [94]

1912 erhielten Heinrich und Bernhard Dräger unter der Nr. 291005 das Patent auf ein Beatmungsgerät nach dem Pulmotorprinzip, bei dem Injektor und Umsteuereinheit derart miniaturisiert waren, dass sie problemlos in den Boden der Gesichtsmaske integriert werden konnten [136]. Um dies zu ermöglichen, erfolgte die Bedienung des im Ventilboden befindlichen Umsteuerungsventils per Hand [94, 136, 194]. Dieses Beatmungsgerät kam 1916 unter dem Namen „Hand-Pulmotor“ auf den Markt [194]. Zielgruppe waren die in eigener Praxis tätigen Ärzte, die für ihre Hausbesuche in der Stadt und auf dem Lande ein möglichst leicht zu transportierendes Beatmungsgerät forderten [94, 194]. Hauptkriterien bei der Konstruktion des Hand-Pulmotors waren also kleine Abmessungen und geringes Gewicht, was durch den Wegfall der automatischen Umsteuerung und

die Auslagerung des Sauerstoffzylinders samt Reduzierventil erreicht wurde[109] [94, 194]. So erreichte der Transportkoffer des Hand-Pulmotors mit einer Kantenlänge von 36 x 16 x 21 cm nur noch ein Viertel des Volumens, das der Koffer des Standardpulmotors einnahm (siehe Abb. 117). Allerdings blieb das Gerät durch seine Hand-Betätigung in der Anwendung auf den Mediziner oder ausgebildeten Retter beschränkt. Die Benutzung durch Laienretter kam hier nicht in Frage [94, 194]. Die Umsteuerung per Hand war also mehr „notwendiges Übel“ als herausstechendes Merkmal.

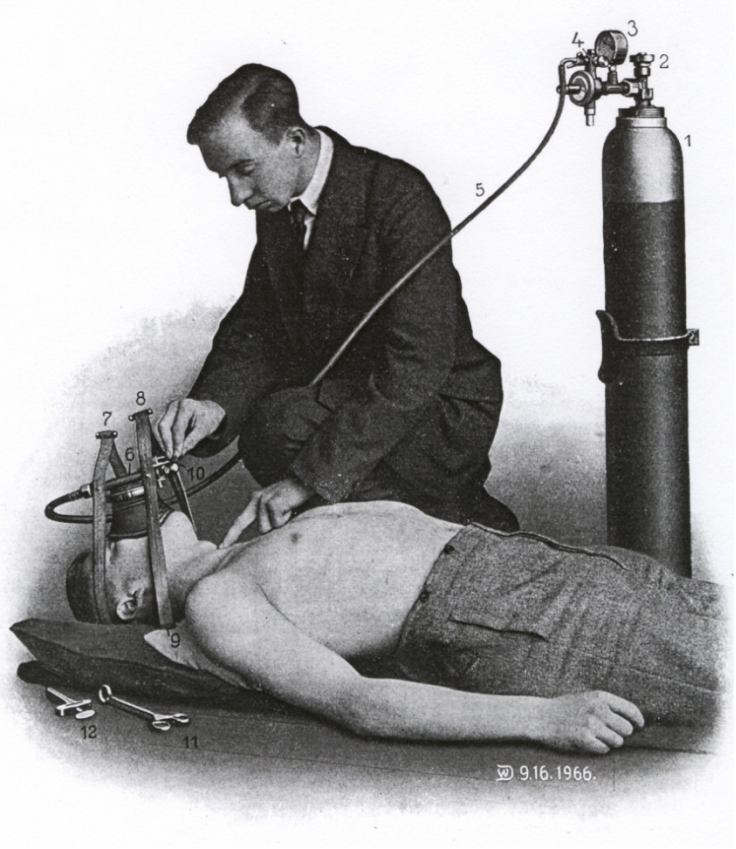


Abb. 118: Einsatz des Hand-Pulmotors, 1916 [94]

Wie in Abbildung 118 zu sehen, führte der Hand-Pulmotor das gleiche Zubehör wie das Standardmodell mit sich. Dazu gehörten neben dem Kopfring mit Spanngurten zur Maskenbefestigung die Werkzeuge des Atemwegsmanagements wie Mundöffner, Zungenzange und Handtuch. Zentraler Ausrüstungsgegenstand war der bereits beschriebene Masken-Ventilboden mit Handsteuerung, der über einen Gummischlauch mit dem Reduzierventil des separat zu erwerbenden Sauerstoffzylinders verbunden wurde. Der auswechselbare Gummiwulst des Ventilbodens war allerdings nur in einer Größe, als Maskenwulst für Männer, erhältlich. Ebenfalls zum Lieferumfang gehörte ein Verschlussventil für Sauerstoffzylinder mit Druckreduzierventil der Serie „X-Automat“ und zwischengeschaltetem Finimeter und der zum Anschluss an eine Sauerstoffflasche notwendige Schraubenschlüssel [94, 194].

[109] Ein positiver Nebeneffekt der Konstruktion war der gegenüber dem Standardpulmotor verringerte Totraum [136]. Dies ergab sich aus der veränderten Konstruktion der Umsteuereinheit, bei der nun ein Vierwegeventil anstelle eines Kolbenventils mit großer Ventilkammer verwendet wurde, und durch den Wegfall des Gabelstücks zwischen Maske und Atemschläuchen.

Wie den Abbildungen 119 und 120 zu entnehmen, war das Funktionsprinzip dieses Hand-Pulmotors mit dem des Ur-Pulmotors identisch. So erfolgte der Aufbau von Über- und Unterdruck über einen Injektor, der über ein Kanalsystem mit einem Vierwegehahn verbunden war. In der Stellung E des Vierwegehahns (Abb. 120) war die Druckseite des Injektors mit dem Masken-Innenraum und damit mit den Lungen verbunden. In der Hahnstellung A lagen die Atemwege der Saugseite des Injektors an. Zur künstlichen Beatmung wurde der Vierwegehahn über einen außen am Maskenboden angebrachten Schalthebel „*dem Atmungsrhythmus entsprechend*“ [136] zwischen den Hahnstellungen E und A hin- und her bewegt [94, 136, 194]. Sollte bei (wieder) vorhandener Spontanatmung lediglich eine Sauerstoffinhalation erfolgen, wurde der Vierwegehahn in die Stellung I gebracht. In dieser Hahnstellung waren Saug- und Druckseite des Injektors kurzgeschlossen, sodass kein nennenswerter Druckaufbau mehr erfolgen konnte. Dementsprechend gelangte der aus dem Druckschlauch strömende Sauerstoff, ohne Umgebungsluft aus der Saugleitung des Injektors mit sich zu reißen, in die Gesichtsmaske[110] [136].

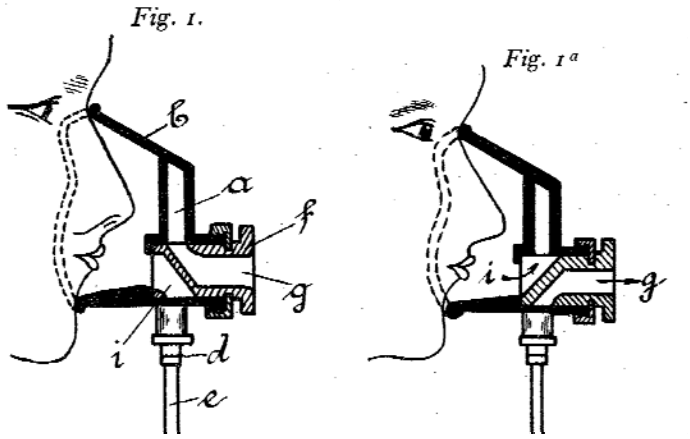


Abb. 119: Gesichtsmaske mit integriertem Injektor und Umsteuerungseinheit. Fig. 1: Ventilsystem in Inspirationsstellung, Fig. 1a: Exspirationsstellung, 1912 [136]

[110] Es ist davon auszugehen, dass der Patient bei tiefer Inspiration zusätzlich Umgebungsluft an dem in Mittelstellung befindlichen Küken vorbei über den mittleren Kanal des Vierwegehahns ansaugte [94, 194].

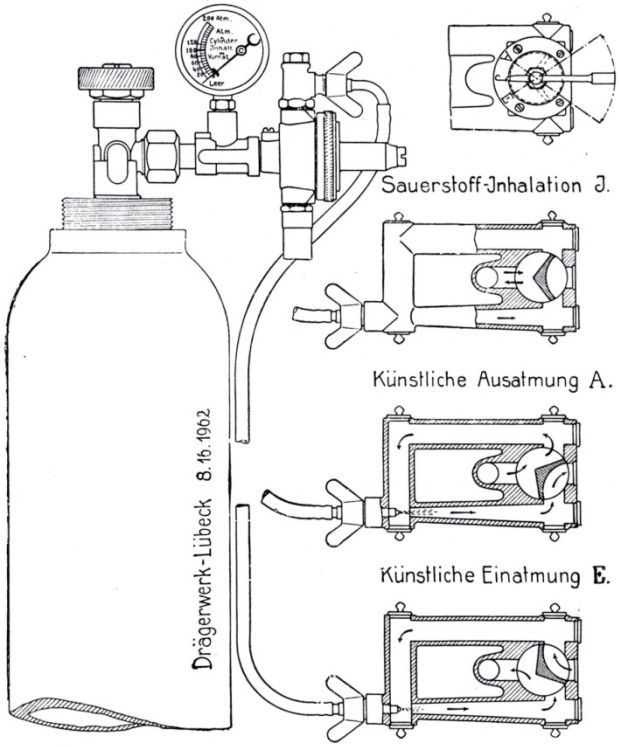


Abb. 120: Schematische Darstellung der Umsteuerungseinheit des Hand-Pulmotors, 1917 [94]

Der durch den Injektor des Ventilbodens erzeugte Überdruck betrug, analog zum Standardpulmotor, 20 cm WS, während der in der Exspirationsphase anliegende Unterdruck mit 21 cm WS etwas geringer als beim Standardmodell ausfiel. Hierbei beförderte der Injektor eine Gesamtluftmenge von 50 bis 60 l/min [94, 194] bei einem Sauerstoffverbrauch von 5 l/min [194]. Dementsprechend konnte der Hand-Pulmotor mit einem mit 300 Liter Sauerstoff gefüllten Stahlzylinder für 1 Stunde betrieben werden [194]. Nachdem Dräger den Standardpulmotor im Jahre 1917 mit einem veränderten Injektor für eine erhöhte inspiratorische Sauerstoffkonzentration ausgestattet hatte, um Kohlenmonoxidvergiftungen besser therapieren zu können, wurde auch der Hand-Pulmotor für die Zufuhr erhöhter Sauerstoffkonzentrationen eingerichtet[111] [94]. Dadurch erhöhte sich allerdings auch der Sauerstoffverbrauch des Geräts um das Dreifache auf 15 l/min, wodurch eine Beatmung mit dem 300 Liter-Sauerstoffzylinder nur noch für 20 Minuten möglich war [94]. Dies stand im Widerspruch zum Konzept der leichten Transportfähigkeit des Hand-Pulmotors, da nun drei kleine oder ein großer Sauerstoffzylinder mitgeführt werden mussten, um wie zuvor eine Beatmung über eine Stunde durchführen zu können.

[111] Ob der Ventilboden des Hand-Pulmotors ebenfalls mit einer Zusatzsauerstoff-Leitung ausgestattet wurde, oder Veränderungen am Kanalsystem der Ventileinheit zu der Erhöhung der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration führten, geht aus den Katalogen und schematischen Darstellungen nicht hervor. Auch Angaben über die genaue Höhe der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration fehlten. Es wurde „*[…] lediglich darauf hingewiesen, dass der Handpulmotor für eine besonders hohe Zufuhr reinen Sauerstoffs, wie sie bei Bekämpfung von Vergiftungen durch Kohlenoxyd vorteilhaft ist, eingerichtet wurde*“ [94].

Der Hand-Pulmotor (Version 2)

Für eine weitere Variante des Hand-Pulmotors erhielt Bernhard Dräger 1916 das Patent mit der Nummer 336835. Injektor und Umsteuereinheit waren nun wieder von der Atemmaske getrennt untergebracht. Die Patentzeichnungen *Fig. 2.* bis *Fig. 4.* aus der Abbildung 121 zeigen, dass der Aufbau der Umsteuereinheit aus Ringleitung *i* und Vierwegehahn *e* der Urkonstruktion aus dem Patent des Prototypen (D.R.P. 211138) entsprach. Lediglich das Küken *g* des Vierwegehahns war nun gekrümmt ausgeführt. Dies ermöglichte nun zusätzlich zu den Ein- und Ausatmungsstellungen E und A in *Fig. 2.* und *Fig. 3.* eine nur der Sauerstoffinhalation dienende dritte Kükenstellung, die in *Fig. 4.* dargestellt ist. In dieser Position versperrte das gebogene Küken *g* die Ringleitung *i*, sodass keine Umgebungsluft mehr angesaugt werden konnte. Stattdessen gelangte der aus der Injektordüse *d* ausströmende Sauerstoff unverdünnt in die zur Atmungsmaske *m* führende Leitung *f*. Da die Leitung *f* gleichzeitig über den Stutzen *h* mit der Atmosphäre kommunizierte, wurde hierbei in den Atemwegen kein Überdruck aufgebaut [75].

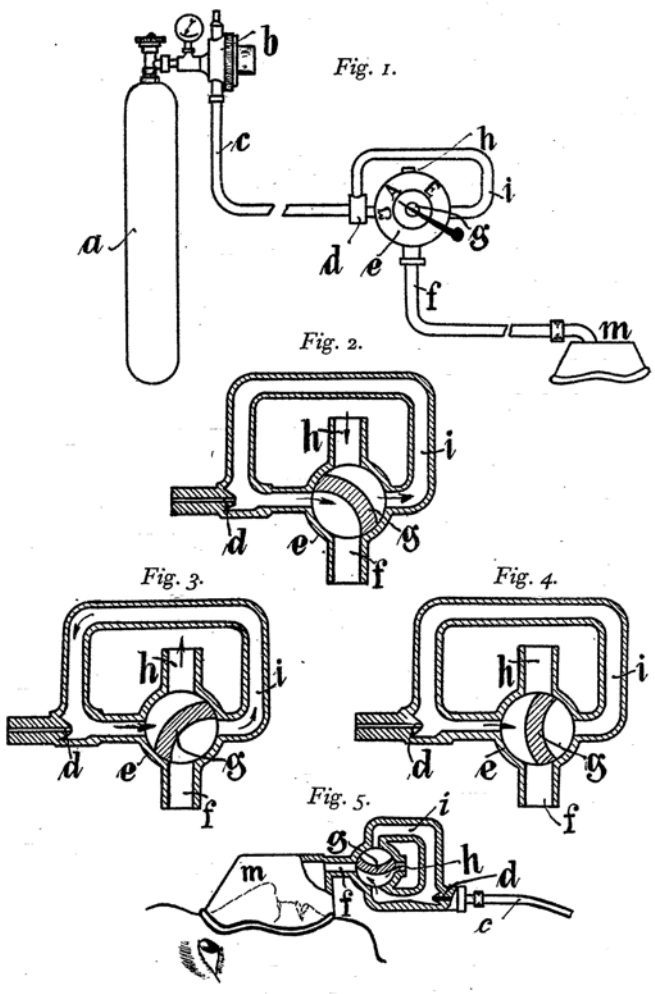


Abb. 121: Variante des Hand-Pulmotors von 1916, Vierwegehahn mit gebogenem Küken [75]

Der Hand-Pulmotor mit Bauchglocke

1922 veröffentlichte Dräger eine weitere Variante des Hand-Pulmotors, bei der erstmals die Wechseldruckbeatmung nach Pulmotorprinzip mit einer Negativ-Druck-Beatmung durch einen über dem Bauchraum positionierten Cuirass[112]-Respirator kombiniert wurde (siehe Abb. 122). Mit diesem Gerät, das 1922 für Bernhard Dräger unter der Nr. 384245 patentiert wurde, reagierte Dräger auf verschiedene Entwicklungen im Bereich der künstlichen Beatmung [76]. So war der Pulmotor vor allem im Ausland in die Kritik der Ärzteschaft geraten, die ihm unter anderem eine negative Kreislaufbeeinflussung vorwarf. Auch eine mangelhafte Lungenventilation wurde ihm von einigen Physiologen unterstellt. Gleichzeitig rückte, wie bereits im Kapitel III.1 (Geschichte der Beatmung) beschrieben, das Mitte des 19. Jahrhunderts entwickelte Verfahren der Negativ-Druck-Beatmung durch die Entwicklung neuer Unterdruck-Beatmungsgeräte wieder zunehmend in den Mittelpunkt notfallmedizinischer Überlegungen. Dadurch konkurrierte das Prinzip der Negativ-Druck-Beatmung mit den Überdruckbeatmungsverfahren, zu denen auch die Wechseldruckbeatmung des Pulmotors gehörte.

Auslöser für die Entwicklung des Pulmotors mit Bauchglocke war eine klinische Studie mit dem Titel „*Wie wirken die verschiedenen maschinellen Wiederbelebungsmethoden auf Kreislauf und Lunge?*“, die Göttinger Physiologen an gesunden Probanden durchgeführt hatten [222]. In dieser im September 1921 veröffentlichten Studie wurde dem Pulmotor eine negative Kreislaufbeeinflussung vorgeworfen, während von außen am Brustkorb angreifenden Beatmungsverfahren eine Kreislaufunterstützung attestiert wurde. Als Reaktion auf diesen Vorwurf kündigte das Drägerwerk im November 1921 die Konstruktion eines Pulmotors an, der die Wechseldruckbeatmung mit einer von außen am Brustkorb angreifenden Beatmungsform kombinierte. Dadurch sollte die dem Pulmotor vorgehaltene negative Kreislaufbeeinflussung aufgehoben werden [222].

Ob dieses Beatmungsgerät jemals in die Serienproduktion ging, bleibt unklar. Allerdings zeigt die bereits im Mai 1922 erfolgte Patentanmeldung, wie schnell Dräger auf veränderte Marktsituationen reagieren konnte. Auch verdeutlicht diese Patentanmeldung, dass Dräger die wissenschaftliche Diskussion zum Thema

[112] Abgeleitet vom Brustpanzer der berittenen Soldaten ab dem 15. Jahrhundert.

künstliche Beatmung genau verfolgte und versuchte sein Beatmungsgerät auf dem jeweils aktuellen Stand wissenschaftlicher Erkenntnis zu halten.

Vorbild für die „Bauchglocke“ von Bernhard Dräger könnte der „Apparat zur künstlichen Atmung“ gewesen sein, ein 1903 von dem Ungarn Rudolf Eisenmenger (1871-1946) veröffentlichter Cuirass-Respirator, dessen kuppelförmig ausgebildete Schale die unteren zwei Drittel des Brustkorbs und das gesamte Abdomen bedeckte. Ein mit einer Luftpumpe auf diese Region applizierter Wechseldruck führte hauptsächlich über eine Verschiebung der Zwerchfellebene zur Ventilation der Lungen. In mehreren Veröffentlichungen berichtete Eisenmenger über die kreislaufunterstützende Wirkung[113] seines Cuirass-Respirators durch „künstliche Blutzirkulation und Herzmassage“, die er auch mehrfach, an Leichen, im Tierversuch und im Rahmen von Wiederbelebungen darstellen konnte [286].

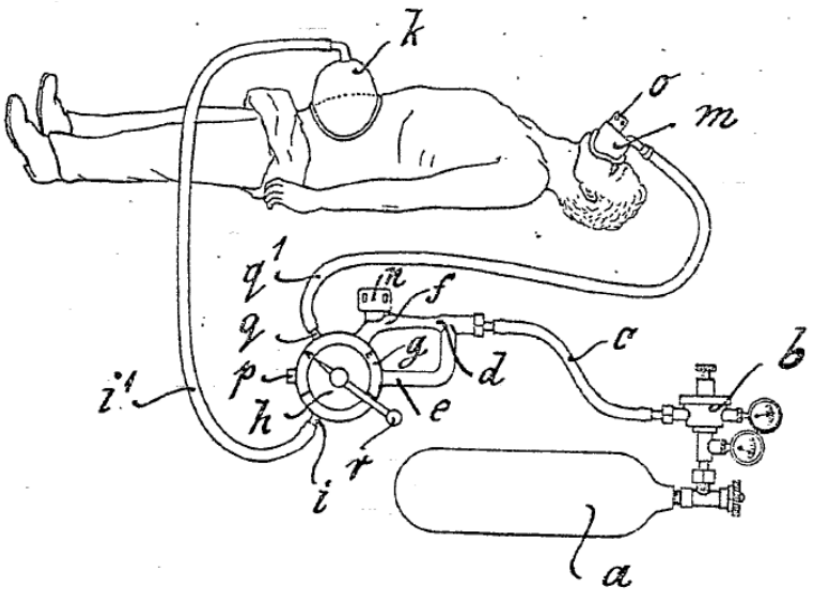


Abb. 122: Pulmotor mit angeschlossener Bauchglocke [76]

Auch Bernhard Dräger betonte die kreislaufördernde Wirkung der Bauchglocke. Dieser Effekt trat während der Inspirationsphase auf, und stand damit in einem gewissen Antagonismus zur kreislaufdepressiven Wirkung der ja zeitgleich erfolgenden Überdruckbeatmung. Da in der Exspirationsphase keinerlei Überdruck auf das Abdomen ausgeübt wurde, wohl aber ein Unterdruck auf den Thorax wirkte, setzte sich die kreislaufunterstützende Wirkung der Kombination Pulmotor und Bauchglocke auch in diesem Zeitraum fort. Zusätzlich wies Dräger auf die synergistische Wirkung von Pulmotor und Bauchglocke bei der Lungenventilation hin [76].

[113] Der während der Inspiration auf Thorax und Abdomen ausgeübte Unterdruck führte zu einem vermehrten Rückstrom von Blut zum Herzen und den abdominellen Organen hin. In der Exspiration führte der nun herrschende Überdruck zu einem verbesserten Bluttransport in die Peripherie. In seinen Versuchen an Leichen und im Tierversuch konnte Eisenmenger mithilfe seines Cuirass-Respirators einen messbaren Kreislauf generieren [286].

Die Wirkungsweise des Hand-Pulmotors mit Bauchglocke soll anhand der Abbildungen 122, 123, und 124 erläutert werden. Auch dieses Pulmotormodell nutzte als Energiequelle den unter Druck in einem Stahlzylinder *a* komprimierten Sauerstoff. Dieser wurde auf bekannte Weise zu einem Injektor *d* geleitet, dessen Druck- und Saugleistung über die Ringleitung *ef* und das per Hand zu bedienende Umsteuerventil *g* im Atemrhythmus auf die Gesichtsmaske *m* und die Saugglocke *k* verteilt wurde. Die Beatmung mit dem Hand-Pulmotorteil des Kombinationsmodells erfolgte hierbei auf die gleiche Weise wie auch bei den Vormodellen, indem die Druck- und Saugseite des Injektors abwechselnd durch das Umsteuerungsventil mit der Beatmungsmaske verbunden wurden [76].

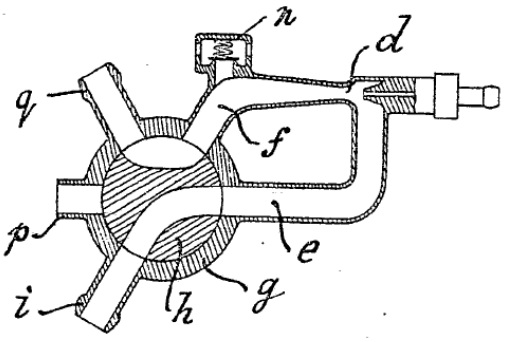


Abb. 123: Verteilerstück in Inspirationsstellung [76]

Neu war allerdings der Aufbau des Umsteuerventils. So verband der zur Umsteuerung der Beatmungsphasen dienende Fünfwegehahn *g* die Saugseite des Injektors während der Inspirationsphase nicht mit der Außenluft, sondern mit der Saugglocke *k*. Dadurch wurde ein Unterdruck über dem Abdomen aufgebaut, wodurch es zu einer Verschiebung der Zwerchfellebene in Richtung Bauchraum, also einer additiven Inspirationsbewegung, kam. Die aus der Bauchglocke gesaugte Luft war dabei gleichzeitig Teil des Inspirationsgasgemisches. Wurde der Fünfwegehahn per Hand in Exspirationsstellung gebracht, so öffnete sich jetzt die Bauchglocke gegen die Atmosphäre, wodurch der Unterdruck über dem Abdomen abgelassen wurde und eine passive Exspirationsbewegung des Zwerchfells erfolgte. Dabei wurde Umgebungsluft in die Bauchglocke gesaugt, die in der nächsten Inspiration wieder als Teil des in die Lungen getriebenen Gasgemisches diente [76].

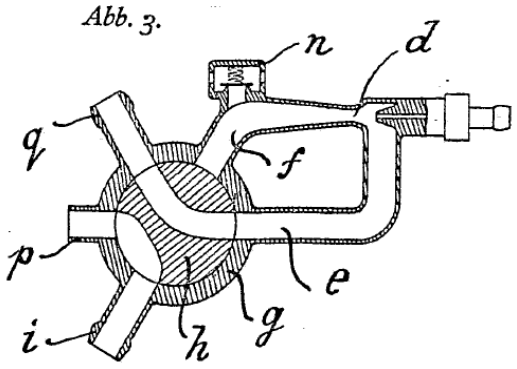


Abb. 124: Verteilerstück in Exspirationsstellung [76]

Ein Novum für die Pulmotorreihe stellten die federbewehrten Ventile *n* und *o* zur Begrenzung der Beatmungsdrücke dar, die in die Druckleitung *f* und in den Boden

der Maske *m* integriert waren. Während das Ventil o in der Gesichtsmaske den Unterdruck bestimmte, mit dem die Lungen leergesaugt wurden, hatte das Ventil n, das sich in der Druckleitung f hinter dem Injektor befand, eine Doppelfunktion (siehe Abb. 123 und 124). Es begrenzte nicht nur den maximal auf den Lungen lastenden Überdruck, sondern leitete in der Exspirationsstellung des Fünfwegehahns die vom Injektor angesaugte Ausatmungsluft ins Freie ab [76].

Der Hand-Pulmotor mit elektrischer Zwerchfellstimulation

Eine weitere Version eines Hand-Pulmotors mit Generierung einer Zwerchfellbewegung als augmentierende Beatmungsform ließ sich das Drägerwerk 1930 unter der Nr. 588091 patentieren [125]. Allerdings wurde die Zwerchfellbewegung diesmal nicht auf mechanischem sondern elektrischem Wege erzielt. Mit dieser Konstruktion reagierte Dräger auf eine zur damaligen Zeit gerade in Mode gekommene Methode zur Erzeugung einer künstlichen Atmung, bei der auf den Körper einwirkender elektrischer Strom eine natürliche Atembewegung induzieren sollte[114]. Dementsprechend verband die neue Konstruktion den bereits bekannten Hand-Pulmotor mit einer Einrichtung zur Stromapplikation.

Aufbau und Funktion dieses neuen Beatmungsgeräts sollen anhand der Abbildungen 125, 126 und 127 erläutert werden. Wie schon bei der Version 2 des Hand-Pulmotors entsprach der in Abbildung 127 dargestellte Aufbau der Umsteuereinheit, bestehend aus Injektor *6*, Ringleitung *7-8* und Vierwegehahn *9*, der Urkonstruktion aus der Patentschrift des Ur-Pulmotors (D.R.P. 211138) [125,

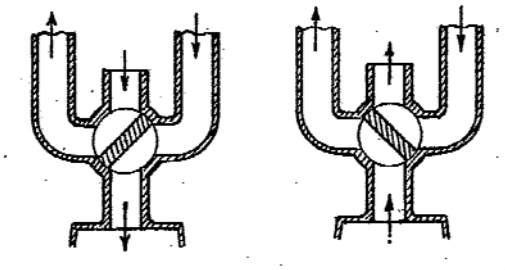


Abb. 125 und 126: Umschaltventil in Inspirations- und Exspirationsstellung [125]

[114] Die Möglichkeit einer künstlichen Beatmung durch elektrische Stimulation des Nervus phrenicus wurde wahrscheinlich erstmals von Christoph Wilhelm Hufeland (1762-1836) in seiner Dissertationsschrift „De usu vis electricae in asphyxia experimentis illustratum“ aus dem Jahre 1783 in Erwägung gezogen [65, 254]. Auch Charles Kite (1768-1811) empfahl bereits 1787 in seinem „Essay on the Recovery of the apparently Dead“ die Applikation von Elektroschocks zur Induktion einer Zwerchfellbewegung [5, 267]. Im Jahre 1796 wurde diese Idee in Kopenhagen durch John Daniel Herholdt (1764-1836) und Carl Gottlob Rafn (1769-1808) erneut aufgegriffen [23, 239]. Allerdings konnte sich die künstliche Beatmung durch elektrische Zwerchfellstimulation nie im Maßnahmenkatalog des Rettungswesens etablieren. Heute wird die elektrische Zwerchfellstimulation für spezielle Indikationen, wie die Therapie von Patienten mit Zwerchfelllähmungen im Rahmen schwerer neurologischer Erkrankungen, eingesetzt [65].

135]. Allerdings besaß die Mischkammer des Injektors einen zweiten Saugstutzen, über den Kohlensäure in einer einstellbaren Menge aus einer Druckgasflasche *11* angesaugt und der Inspirationsluft beigemengt werden konnte. Um das Richtige Verhältnis aus Atemluft und angesaugter Kohlensäure gewährleisten zu können, war das Druckreduzierventil *12* des Kohlensäurezylinders mit der Sauerstoff führenden Druckgasleitung *13* verbunden, sodass der Arbeitsdruck der Kohlensäureleitung *15* durch den Arbeitsdruck der Sauerstoffs geregelt wurde. Dieser Sauerstoffdruck konnte an der Stellschraube *3* des Reduzierventils *2* eingestellt werden, welche den Kompressionsdruck des Sauerstoffzylinders *1* herunterregelte [125].

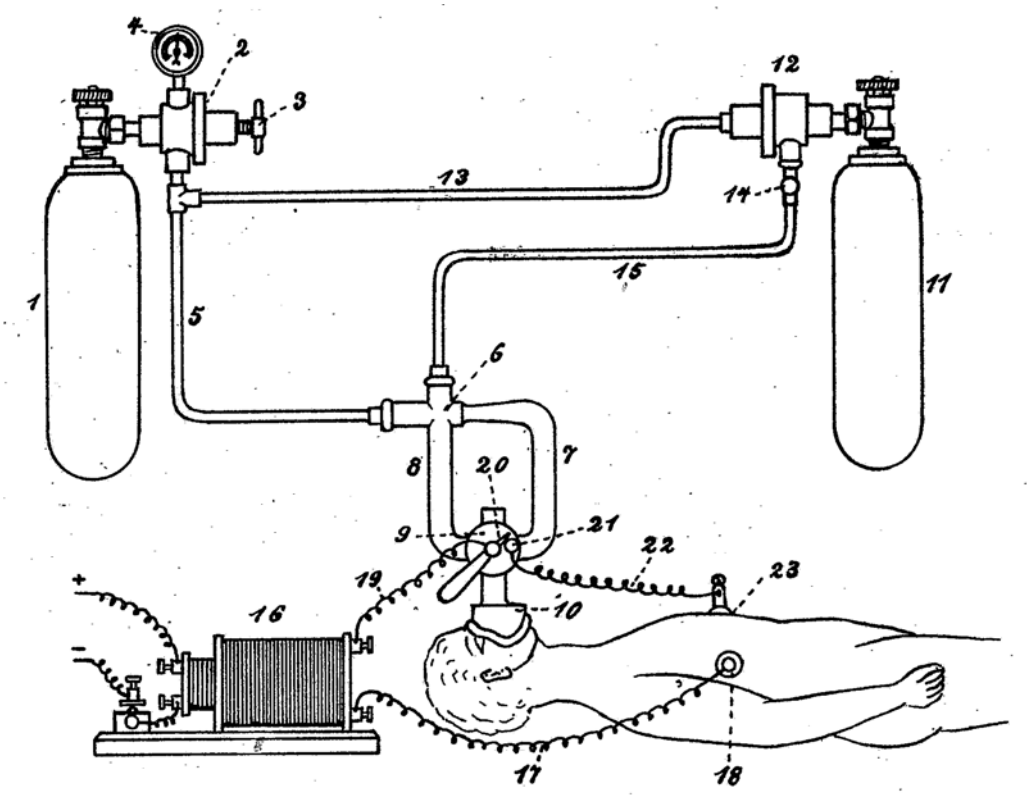


Abb. 127: Hand-Pulmotor mit Kohlensäurezusatz-Einrichtung und gekoppelter elektrischer Zwerchfellstimulation, 1930 [125]

Die technische Innovation dieses Hand-Pulmotormodells stellte die Einrichtung zur elektrischen Stimulation des Zwerchfells dar. Diese bestand aus einem mit einer Stromquelle verbundenen Induktionsapparat, der Stromstöße definierter Größe abgab. Die an der lateralen Thoraxwand in Zwerchfellhöhe angebrachte Elektrode *18* war über das Stromkabel *17* mit dem Induktionsapparat verbunden. Eine zweite Elektrode, die sich am unteren Sternumrand befand, war über die Kabel *19* und *22* mit dem Apparat verbunden. Diese Kabel waren einerseits mit dem Zeiger *20* des Umsteuerungshandgriffs, andererseits mit dem am Vierwegehahn *9*

angebrachten Zeigeranschlag *21* verbunden. Auf diese Weise diente der Handgriff des Umsteuerungshahns *9* als Stromkreisunterbrecher. Die Wirkungsweise dieses Apparats sah wie folgt aus. In jeder Inspirationsphase des Hand-Pulmotors wurde durch Kontakt des Handgriffs mit dem Zeigeranschlag der Stromkreis zwischen Brustwand und Induktionsapparat geschlossen. Der dabei an die Brustwand abgegebene Strom sollte durch Nervenreizung zu einer Kontraktion des Zwerchfells führen, was einen Inspirationsvorgang auslöste. Durch diese Kombination einer Lungenfüllung durch Überdruckbeatmung mit gleichzeitigem Tiefertreten der Zwerchfellebene sollte eine besonders tiefe Inspiration und somit eine verbesserte Ventilation der Lungen erreicht werden. Während der Exspirationsphase des Hand-Pulmotors war der Stromkreis durch die veränderte Stellung des Handgriffs *20* wieder unterbrochen, wodurch das gedehnte Zwerchfell aufgrund seiner elastischen Rückstellkräfte wieder in seine Ruheposition zurückkehrte. Auch bei dieser speziellen Pulmotorvariante ist unklar, ob sie je in die Serienproduktion ging.

III.4.2 Die Weiterentwicklungen des Pulmotors

Die Weiterentwicklungen des Pulmotors beziehen sich auf die Modellpflege des Standardmodells, den Pulmotor mit automatischer Umsteuerung im Holzkoffer. So erfuhr das Serienmodell bis zu seiner Ablösung durch die erste Pulmotor-Dose einige Veränderungen und Verbesserungen in Ausstattung und Konstruktionsdetails.

<u>Kohlensäureapplikation zur Stimulation des Atemzentrums</u>

Zu Beginn der zwanziger Jahre begannen Physiologen, sich zunehmend mit der Bedeutung der Kohlensäurespannung im Blut und den Auswirkungen des Kohlendioxyds (CO_2) auf das Atemzentrum zu beschäftigen [218]. Sie erkannten, dass auf das Atemzentrum einwirkendes CO_2 einen Atemanreiz ausübt, wobei dieser Anreiz an einen bestimmten CO_2-Gehalt des Blutes gebunden ist. So erlischt der Atemantrieb bei massiver CO_2-Überladung des Blutes (Hyperkapnie)

ebenso, wie bei zu starkem Absinken des CO_2-Gehalts im Blut (Hypokapnie/ Akapnie) [77].

Im Rahmen dieser Erkenntnisse wurde versucht, sich die Kohlendioxydwirkung auf das Atemzentrum bei der Wiederbelebung durch künstliche Beatmung zunutze zu machen. Da ein Großteil der damaligen Wiederbelebungsfälle durch Gasvergiftungen[115], vor allem mit dem im Leuchtgas[116] enthaltenen Kohlenmonoxyd, verursacht war, bestand die kausale Therapie in einer ausgiebigen Durchlüftung der Lungen, um die aufgenommenen Gase auszuwaschen. Diese Hyperventilation durch forcierte künstliche Beatmung führte allerdings zu einer Hypokapnie und konnte dabei durch den verminderten Atemantrieb in einer Apnoe enden, welche die Entwöhnung vom Beatmungsgerät erschwerte [77]. Eine ähnliche Problematik bestand bei der Inhalation von reinem Sauerstoff oder von Atemluft mit erhöhter Sauerstoffkonzentration, einer Therapie, die sich im Rahmen von Kohlenmonoxidvergiftungen bewährt hatte [132, 218, 328]. Der durch das Kohlenmonoxid verursachte Sauerstoffmangel, der ebenfalls einen Atemantrieb darstellte, führte durch Hyperventilation zur Hypokapnie. Sobald aber der akute Sauerstoffmangel durch die Einatmung reinen Sauerstoffs verringert wurde, nahm die Atmung des Patienten bis hin zur Apnoe ab, was die Auswaschung des Kohlenmonoxyds wieder verzögerte [218].

Um den Folgen eines verminderten Atemantriebs durch Hypokapnie infolge einer therapeutisch erwünschten Hyperventilation entgegenzuwirken, entstand der Gedanke, der Atemluft zur Inhalation und zur künstlichen Beatmung in Notfallsituationen einen gewissen Anteil an Kohlensäure zuzusetzen [218]. Den Untersuchungsergebnissen amerikanischer und englischer Physiologen folgend wurde hierbei ein Anteil von 5 % favorisiert [218, 334].

---

[115] Bei diesen Gasvergiftungen handelte es sich zum einen um Unfälle in Fabriken und um Grubenunfälle. Zum anderen nahm die Zahl der Gasvergiftungen in Städten beständig zu, wobei es sich hauptsächlich um Leuchtgasvergiftungen und Vergiftungen mit dem im Leuchtgas enthaltenen Kohlenmonoxid handelte [188, 192].

[116] Das „Lexikon der gesamten Technik“ merkt hierzu folgendes an: „*Leuchtgas, Gemisch von Gasen und Dämpfen, welches bei der Zersetzung vorzugsweise von Steinkohlen durch Hitze – durch trockene Destillation von Steinkohlen – entsteht und zu Beleuchtungszwecken in den Gasfabriken in großem Maßstab hergestellt wird. In rohem Zustande besitzt es eine komplizierte Zusammensetzung, welche je nach der Dauer der Destillation und der innegehaltenen Temperatur eine etwas wechselnde ist. Neben den eigentlichen und wertvollen Bestandteilen, den Fettkohlenwasserstoffen, dem Benzol und einigen seiner Abkömmlinge, sowie Wasserstoff und Kohlenoxyd, enthält das rohe Leuchtgas noch Stickstoff, Cyan, Cyanwasserstoff, Schwefelwasserstoff, Ammoniak, Kohlensäure, Kohlenoxydsulfid und Schwefelkohlenstoff als Verunreinigungen, von welchen es durch die Reinigung mehr oder weniger vollständig befreit wird. […] beim Einatmen wirkt es durch seinen Kohlenoxydgehalt giftig*“ [282].

So beschäftigte sich auch Dräger mit der praktischen Umsetzung eines Kohlensäurezusatzes bei seinen Sauerstoffinhalationsgeräten und Sauerstoffbeatmungsgeräten. Im Jahre 1922 wurde für Bernhard Dräger unter der Nr. 386165 erstmals eine Kohlensäurezusatz-Einrichtung patentiert, die in unterschiedlicher Weise in die bereits bekannten Konstruktionen des Sauerstoff-Koffers und des Pulmotors integriert werden konnte [77]. Dieses Kohlensäurezusatz-Gerät fand allerdings erst 1927, nach mehrjährigen Versuchen und physiologischen Experimenten [334], Eingang in die Serienproduktion [209].

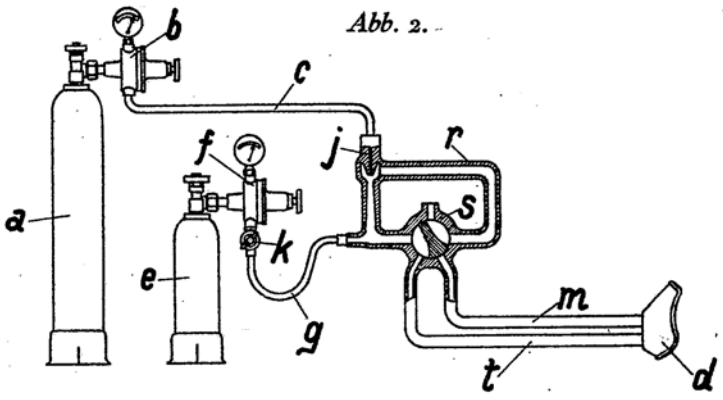


Abb. 128: Pulmotor mit Kohlensäurezusatz-Einrichtung, 1922 [77]

Anhand der Abbildungen 128 und 129 soll diese Kohlensäurezusatz-Einrichtung vorgestellt werden. Abbildung 128 ist eine schematische Darstellung aus der Patentschrift von 1922 und zeigt die Kohlensäurezusatz-Einrichtung in Verbindung mit einem Hand-Pulmotor [77]. Abbildung 129 hingegen zeigt die nach mehrjähriger Entwicklungs- und Erprobungszeit auf den Markt gebrachte Serienversion, den an einen Standardpulmotor angeschlossenen „*Kohlensäurezusatz-Koffer*“ [83, 209]. Dieser Koffer enthielt einen Kohlensäurezylinder *28* von 0,7 l Rauminhalt, in der sich flüssige Kohlensäure unter einem Kompressionsdruck von 55 at befand. Dies entsprach bei einem Füllgewicht von 0,5 kg einem Kohlensäurevolumen von 250 l in entspanntem gasförmigem Zustand [209]. An einem nachgeschalteten Finimeter *29* konnte der Inhalt des Stahlzylinders nach Öffnen des Verschlussventils *31* anhand des angezeigten Füllungsdrucks abgelesen werden. An den Zylinder war ein Druckreduzierventil *30* angeschlossen, das den hohen Füllungsdruck auf einen geringen Arbeitsdruck reduzierte, der zugleich die dem Pulmotor zugeführte Kohlensäuremenge bestimmte. Über die Stellschraube *32* konnte der Arbeitsdruck und damit der Zusatz von 4 bis 8 % Kohlensäure zur Zirkulationsluft des Pulmotors dosiert und durch Ablesen des Manometers *33* kontrolliert werden. Diese Kohlensäure gelangte über den Schlauch *34* in die dem Injektor

nachgeschaltete Druckleitung und vermischte sich dort vollständig mit der Inspirationsluft [209].

Als Zubehör war der Kohlensäurezusatz-Koffer für die Versorgung der bereits auf dem Markt befindlichen Pulmotore gedacht. Diese mussten allerdings zuvor vom Drägerwerk mit einem Anschlusshahn im Bereich der dem Injektor nachgeschalteten Druckleitung versehen werden [83]. Neubestellungen konnten ab Werk mit einem eingebauten Kohlensäurezusatz ausgerüstet werden, ein Vorgriff auf den im folgenden Jahr 1928 vollzogenen Modellwechsel beim Standardpulmotor [83].

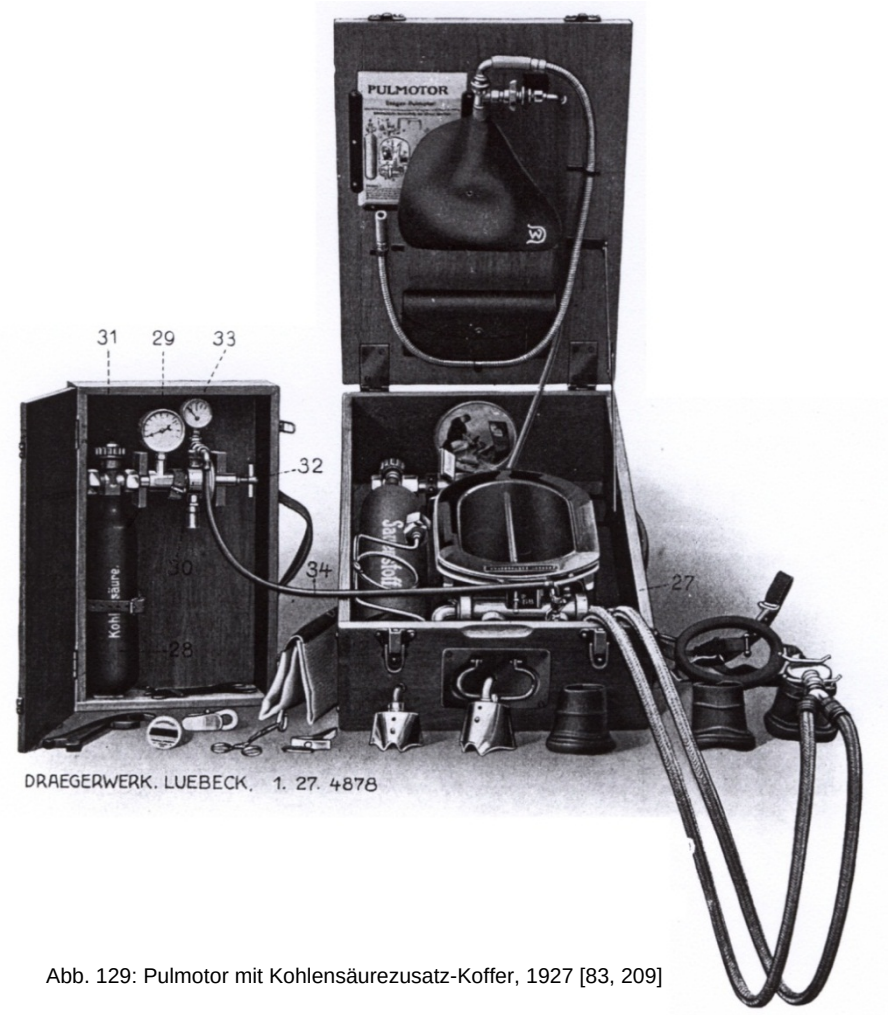


Abb. 129: Pulmotor mit Kohlensäurezusatz-Koffer, 1927 [83, 209]

Trotz intensiver Auseinandersetzung mit diesen neuen Erkenntnissen der Atemphysiologie, die auch eigene physiologische Versuche über Anwendungsgebiete und die Höhe der Kohlensäurezufuhr beinhalteten, blieb der Kohlensäurezusatz bei Dräger optional [83, 89, 209, 218, 334]. Dies unterschied die Drägergeräte von den Inhalations- und Beatmungsgeräten aus Nordamerika und England. In diesen Ländern setzte man auf die Verwendung von „Carbogen“ anstelle der zuvor verwendeten Sauerstoff-Luft-Gemische. Hierbei handelte es

sich um ein gebrauchsfertiges Gasgemisch aus 95 % Sauerstoff und 5 % Kohlensäure, mit dem die entsprechenden Stahlzylinder anstelle von reinem Sauerstoff befüllt wurden [209, 218]. Dräger dagegen wollte nicht auf die bereits bewährte Methode der Inhalation und Beatmung mit Sauerstoff-Luft-Gemischen verzichten und konstruierte seine Geräte daher so, dass sie auch ohne Kohlensäurezusatz verwendet werden konnten [83, 89, 218].

Der Pulmotor „Modell 1928“

Mit dem „Modell 1928“ wurde der erste offizielle Modellwechsel in der Pulmotorreihe vollzogen. Diese Modellform wurde, bis auf geringe Detailänderungen, bis Anfang der vierziger Jahre beibehalten.

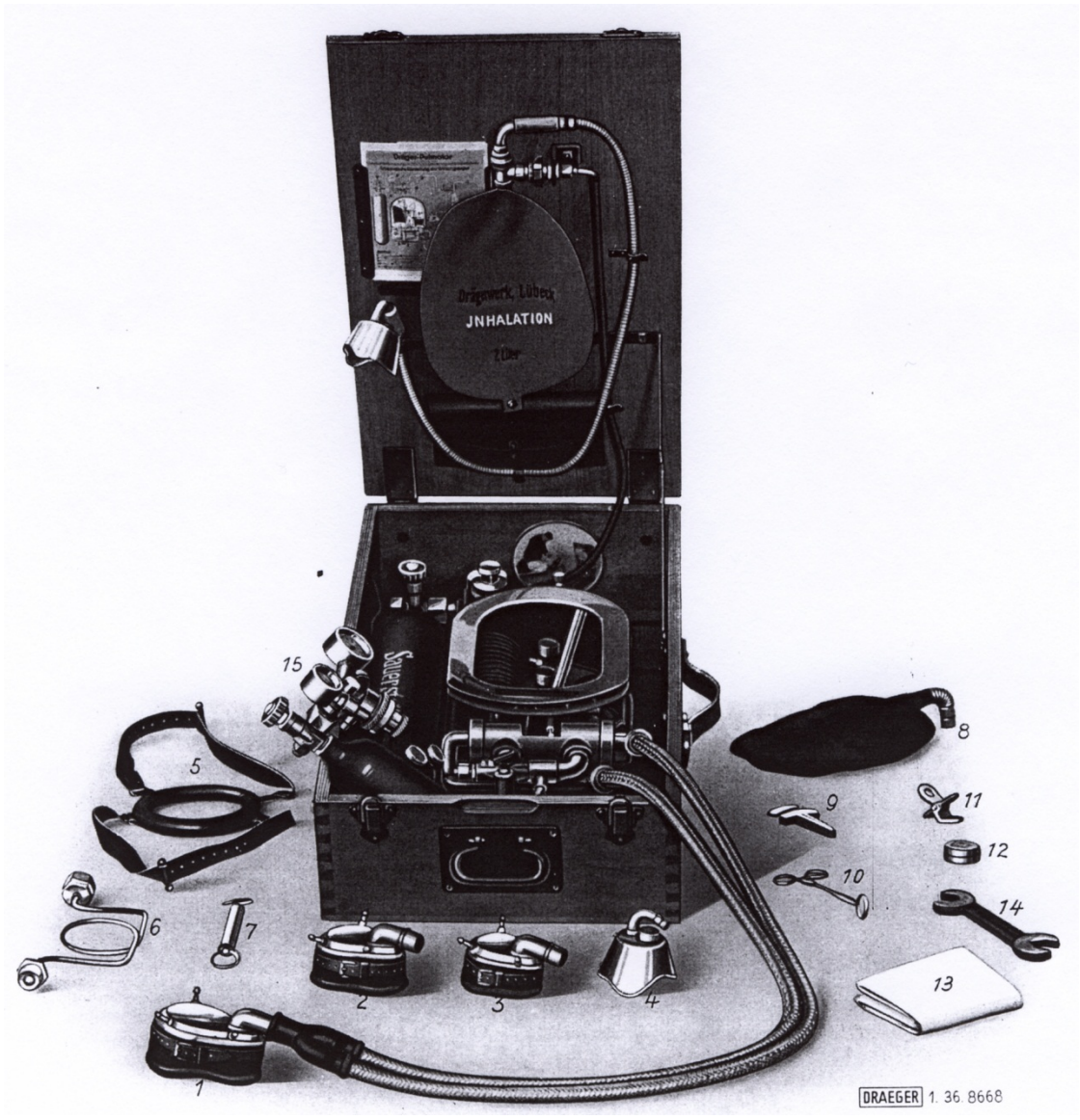


Abb. 130: Pulmotor „Modell1928“ mit Kohlensäurezusatz-Gerät und Zubehör [213]

Die augenfälligste Änderung betraf die nun werksmäßig in den Koffer integrierte Kohlensäurezusatz-Einheit (siehe *15* in Abb. 130), wodurch sich das Gewicht des Koffers bei unveränderten Abmessungen von 24 kg auf 28 kg erhöhte. Wie bereits beschrieben wurde dieser Einbau ab 1927 für alle ab Werk auszuliefernden Pulmotore angeboten. Ein Unterschied zwischen den Modellen von 1927 und dem neuen „Modell 1928“ lässt sich hierbei nicht ausmachen. Neben der Ausführung mit Kohlensäurezusatz konnte der neue Pulmotor auch ohne diese Zusatzeinrichtung bestellt werde. Um ein problemloses späteres Nachrüsten zu ermöglichen, waren diese Modelle mit dem seitlich am Injektorgehäuse befindlichen Gewindestutzen ausgestattet, an den der Schlauch des Kohlensäurezusatz-Gerätes angeschlossen wurde. Die Mutter, die den Gewindestutzen verschloss und zuvor von diesem entfernt werden musste, wurde anschließend auf einen Blindstutzen am Boden des Koffers aufgeschraubt [89]. Weitere Neuerungen waren am „Modell 1928“ nicht zu finden. Lediglich das Zubehör für das Atemwegs-Management wurde um den bereits beschriebenen Zungenhalter nach Leyden aufgestockt [89].
Erst in den nachfolgenden Jahren kam es zu sukzessiven Veränderungen am Pulmotor „Modell 1928“. Dazu gehörte die Weiterentwicklung der Beatmungsmasken, die, wie zuvor erörtert, 1932 und 1937 durch neue Maskentypen ersetzt wurden, und die Veränderung des Atemzeitverhältnisses in den dreißiger Jahren.

Der Pulmotor „Modell 1928“ mit verlängerter Ausatmungszeit

1934 wurde die Ventileinheit des Pulmotors so verändert, dass sich eine zweifach verlängerte Exspirationsphase ergab. Anlass für diese Änderung war die parallel zur Beatmung durchgeführte äußere Herzmassage, eine Wiederbelebungsmaßnahme, die in den dreißiger Jahren zunehmend bei Pulslosigkeit angewendet wurde[117] [98, 129, 205, 211, 362]. So empfahl der

[117] Die indirekte Herzmassage nach König-Maass entsprach in Ablauf und Frequenz weitgehend der heutigen Herzdruckmassage, mit einem Druckpunkt auf dem Brustbein auf Höhe der Brustwarzen. Dieser Druckpunkt sollte mit dem Daumenballen der geöffneten rechten Hand mit raschen stoßartigen Bewegungen etwa 100mal in der Minute tief eingedrückt werden [98]. An anderen Stellen wird von einem „*energischen Beklopfen der Herzgegend mit der flachen Hand*“ gesprochen [362].
Allerdings war die in Tierversuchen beobachtete Wirkungsweise dieser Herzmassage eine andere als die der heutigen Herzdruckmassage. Auch die Interpretation der Beobachtungen wich stark von heutigen Erkenntnissen ab. So wurde nach Auswertung der Elektrokardiographie eine direkte „Reizwirkung“ auf den

Königsberger Mediziner Oskar Bruns[118] (1878-1946) auf dem 4. internationalen Rettungskongress 1934 in Kopenhagen den Einsatz der indirekten Herzmassage nach König-Maass im Rahmen der Wiederbelebung bei Herz-Kreislauf-Stillstand [205, 362]. Gleichzeitig schlug Bruns vor, die Ausatemphase des Pulmotor so weit zu verlängern, dass in dieser Zeit bis zu 15 „*Klopfstöße gegen die Herzgegend*" ausgeführt werden könnten [205].

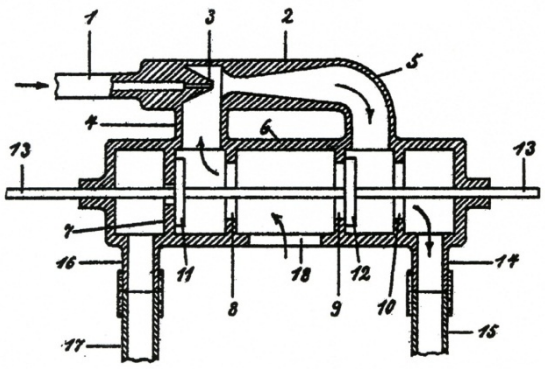


Abb. 131: Ventileinheit mit verlängerter Exspiration in Inspirationsstellung, schematische Darstellung 1934 [129]

Da die Ausübung der Herzmassage während der Inspirationsphase eine ungenügende Ventilation der Lungen zur Folge gehabt hätte[119], musste diese während der Exspirationsphase geschehen, wobei eine Frequenz von 100 pro Minute vorgesehen war [98, 205]. Bis dato erfolgte die Beatmung mit dem Pulmotor mit einem Atemzeitverhältnis von 1:1. Inspirations- und Exspirationsphase dauerten jeweils vier Sekunden, wodurch durchschnittlich nur 6 bis 7 Herzmassagen während der Exspiration erfolgen konnten, was nicht zu ausreichenden Kreislaufverhältnissen führte [129]. Daher musste die Exspirationsphase verlängert werden, um zwischen den Beatmungshüben einen ausreichenden Kreislaufanreiz generieren zu können. Das Drägerwerk griff Bruns Vorschlag auf [205, 362] und veränderte die Ventileinheit des Pulmotors so, dass sich die Ausatemzeit von 4 auf 8 Sekunden verdoppelte, was rechnerisch 13 Herzmassagen in diesem Zeitraum ermöglichte [129]. Damit änderte sich das Atemzeitverhältnis des Pulmotors auf 1:2 [129].

Herzmuskel postuliert, wodurch eine regelhafte Wiederaufnahme der Herztätigkeit erfolgen sollte. Die Aufgabe der künstlichen Beatmung wurde dabei in der Bereitstellung von oxygeniertem Blut gesehen, welches sich im Bereich der linken Herzkammer sammeln würde. Dieses Blut sollte dann, sobald das Herz zur Eigentätigkeit angeregt wurde, den Herzmuskel über die Herzkranzgefäße mit Nährstoffen versorgen und so die Herztätigkeit dauerhaft erhalten. Die mechanische Generierung eines künstlichen Blutkreislaufs konnte durch die damalige „indirekte Herzmassage" nicht erwirkt werden [362, 365, 366].

[118] Oskar Bruns wurde am 16.07.1878 in Tübingen geboren. Nachdem er als Stabsarzt am 1. Weltkrieg teilgenommen hatte, war Bruns als Professor der inneren Medizin und Direktor der medizinischen Universitätspoliklinik in Königsberg tätig. Bruns beschäftigte sich in experimentellen und klinischen Studien vor allem mit Fragen der Atemphysiologie und war hierbei einer der Befürworter des Pulmotors. Er starb am 26.09.1946 in Heidelberg [219].

[119] Die bei der Herzmassage auf den Thorax und damit die Lungen einwirkenden Drücke überstiegen den maximalen Beatmungsdruck von 20 cm WS. Folglich hätte kein Gaswechsel in den Lungen stattgefunden, zumal der Umschaltmechanismus des Pulmotors bereits bei einem Druckanstieg auf 20 cm WS automatisch auf Exspiration umschaltete. Auch der luftdichte Abschluss der Beatmungsmaske auf den Gesichtspartien hätte den durch die Herzmassage aufgebauten Lungendrücken nicht standgehalten.

Wie den Abbildungen 131 und 132 zu entnehmen, erfolgte diese Verlängerung der Ausatmungszeit durch eine Veränderung der Ventilöffnungen im Ventilkasten des Pulmotors. Hierzu wurde die Öffnungsfläche des sogenannten „Ausatemventils“ *7* deutlich verkleinert. Dementsprechend verringerte sich die Saugleistung des Injektors *3*, mit der die Exspirationsluft durch den Ausatemschlauch *17* aus den Lungen abgesaugt wurde, wodurch sich wiederum die pro Zeit aus den Lungen abgesaugte Luftmenge verringerte und die Ausatmungszeit verlängerte [129].

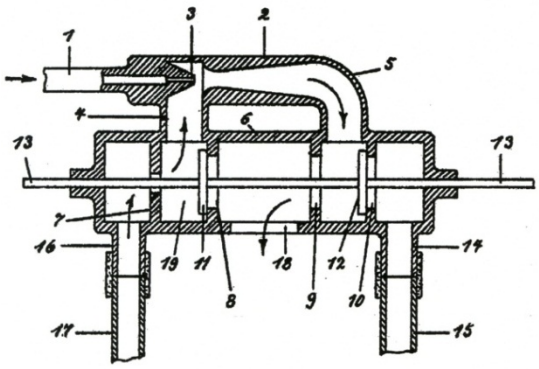


Abb. 132: Ventileinheit mit verlängerter Exspiration in Exspirationsstellung, schematische Darstellung 1934 [129]

<u>Der Pulmotor „Modell 1940“</u>

Im Jahre 1940 wurde mit Ablösung des „Modells 1928“ durch das „Modell 1940“ der zweite Modellwechsel in der Pulmotorreihe vollzogen. Dieses Pulmotormodell blieb in nahezu unveränderter Form bis zur Ablösung der Standardpulmotore durch die erste Pulmotordose im Jahr 1954 im Verkaufsprogramm.

Auch bei diesem Modellwechsel wurde die ursprüngliche Konstruktion nicht verändert. Stattdessen erfolgte eine Modellpflege durch geschickte Detailverbesserungen.

Diese Veränderungen sollen anhand der Abbildung 133 erklärt werden.

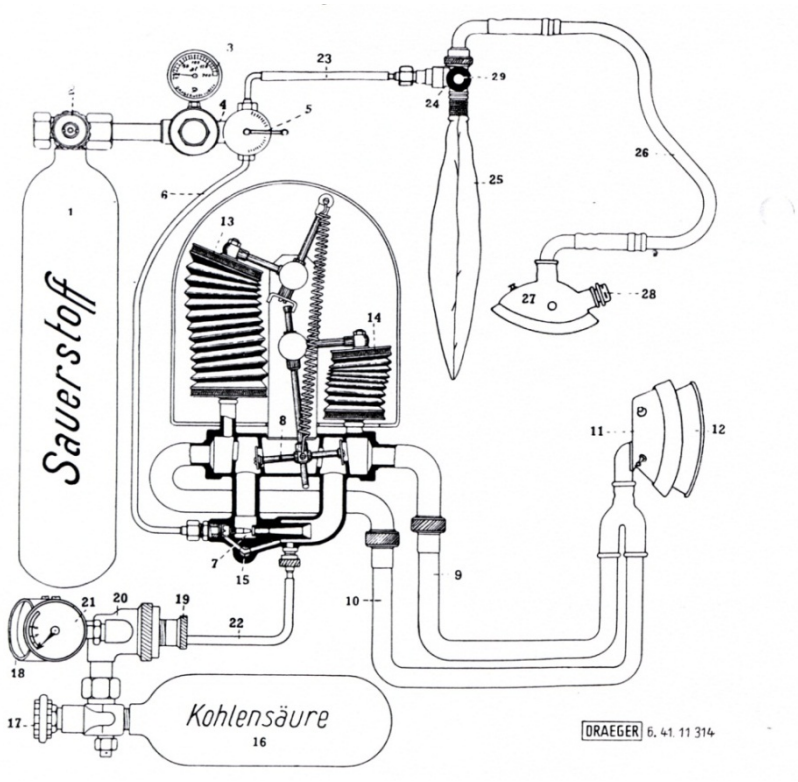


Abb. 133: Schematische Darstellung des Pulmotor „Modell 40“ [97]

Das Gehäuse

Wie in Abbildung 134 dargestellt, erhielt der Pulmotor ein neues Gehäuse. Dieser Holzkoffer war nun an den Ecken metallbeschlagen und hatte in das Holz eingelassene, schwere Metallverschlüsse und Metalltragegriffe. Gegen Staub und Schmutz wurde der Kofferinhalt nun durch eine Gummidichtung geschützt [97]. Zugleich war die Unterbringung der einzelnen Zubehörteile - im Sinne eines ergonomischen „Re-Design“ - neu organisiert worden [207]. War einiges an Zubehör zuvor noch lose im Koffer untergebracht, so hatte jedes Einzelteil des Beatmungsgeräts jetzt seinen festen Platz erhalten und war dort auf unterschiedliche Weise fixiert angebracht. Für diese Neuorganisation des Kofferinhalts war der flache Deckel des alten Modells vertieft worden, um hier neben dem Inhalationsgerät auch weiteres Zubehör unterbringen zu können. Dazu gehörten die Instrumente des Atemwegsmanagements, der Prüfbeutel, die Gebrauchsanweisung sowie Schraubenschlüssel und Hochdruckverbindungsrohr zum Wechsel des Sauerstoffzylinders. Der vormals am Deckel angebrachte Lederbeutel zur Aufnahme von Kleinteilen entfiel. Hintergrund für die Konstruktion eines neuen Pulmotorkoffers war ein zusätzlicher Platzbedarf durch den werksmäßigen Einbau einer größeren Sauerstoffflasche von 2,6 Litern Rauminhalt statt der vorherigen 2 Liter-Flasche [97]. Dementsprechend verlängerte sich der Koffer um 6 cm auf 72 cm, die neuen Außenmaße betrugen also 72 x 40 x 18 cm [97, 203].



Abb. 134: Pulmotor „Modell 40“ im Einsatz [97]

Die Energiequelle

Um den Anwendern des Pulmotors eine längere Beatmungsdauer zu ermöglichen und dem durch die Zusatzsauerstoff-Einrichtung gestiegenen Sauerstoffverbrauch Rechnung zu tragen, wurde das „Modell 40“ mit der bereits erwähnten, neuen 2,6 Liter-Sauerstoffflasche ausgerüstet. Diese Druckgasflasche konnte zudem mit einem höheren Kompressionsdruck von 200 at anstelle der vorherigen 150 at befüllt werden. Der Sauerstoffvorrat des Pulmotors erhöhte sich dadurch von 300 auf 520 Liter [97, 207].

Die Inhalationseinheit

Die Inhalationseinheit hatte mehrere Veränderungen erfahren, die auf Abbildung 135 zu erkennen sind. Anstelle der alten Metallmasken war sie nun mit Gummi-Inhalationsmasken *27* ausgestattet, die wie das Vormodell ein Ausatemventil *28* besaßen. Zusätzlich war in den Ansatzstutzen des Atembeutels *25*, vormals als „Sparbeutel“ bezeichnet, ein sogenanntes „Luftzusatzventil“ *29* integriert. Dieses öffnete sich, wenn der Sauerstoffvorrat im Atembeutel bei hohen Atemzug- und Atemminutenvolumina nicht ausreichte [97].
Über den Sauerstoffverbrauch sind unterschiedliche Angaben zu finden. So wird in der Gebrauchsanweisung von 1941 eine Inhalationsdauer von 100 Minuten angegeben, was in etwa der alten Sauerstoffdosierung von 4 l/min entspricht [98]. 12 Jahre später ist in der gleichen Gebrauchsanweisung von einer Inhalationsdauer von 40 Minuten die Rede [104]. Dies entspricht den Angaben des Katalogs von 1942, der einen gegenüber dem Vormodell deutlich erhöhten Sauerstoffverbrauch der Inhalationseinheit von 12 l/min angibt [97].

Die Beatmungseinheit

Auch hier hatte sich der Sauerstoffverbrauch des Pulmotors erhöht, der nun bei ausgeschalteter Sauerstoffzusatz-Leitung 7 l/min statt der vorherigen 5,8 l/min betrug [97]. Da der neue Sauerstoffzylinder 520 Liter Sauerstoff beinhaltete, verlängerte sich die mögliche Beatmungsdauer bei einem Sauerstoff-Anteil von 30 % von vormals 40 auf 65-70 Minuten. Wurde die inspiratorische

Sauerstoffkonzentration durch Aktivierung der Zusatzsauerstoff-Leitung allerdings auf 50 % gesteigert, erhöhte sich der Sauerstoffverbrauch entsprechend, sodass mit einer Flaschenfüllung nur noch für 20-25 Minuten beatmet werden konnte [98, 207].

Auch über die inspiratorischen Sauerstoffkonzentrationen lassen sich unterschiedliche Angaben in den Gebrauchsanweisungen und Katalogen finden. Ließ sich im Katalog von 1940 und der Gebrauchsanweisung von 1941 der Sauerstoffanteil durch Aktivieren der Sauerstoffzusatz-Leitung noch von 30 % auf 50 % verändern [98, 207], so war ab 1942 nur noch von 25 und 35 % Sauerstoff in der Einatemluft die Rede [97, 104]. Werden die in dieser Zeit noch häufigen Kohlenmonoxydvergiftungen berücksichtigt, so erscheint diese deutliche Verringerung der Sauerstoffkonzentrationen des Pulmotors nicht nachvollziehbar. Eine Erklärung für dieses Vorgehen lässt sich weder in den Dräger-Heften, noch in den Katalogen oder Gebrauchsanweisungen finden[120]. Hinzu kommt, dass die durch den Pulmotor abgegebenen inspiratorischen Sauerstoffkonzentrationen, die zu Beginn der fünfziger Jahre in den entsprechenden Katalogen ausgewiesen wurden, mit 30 und 40 % wieder den Werten von 1941 entsprachen [99, 105].

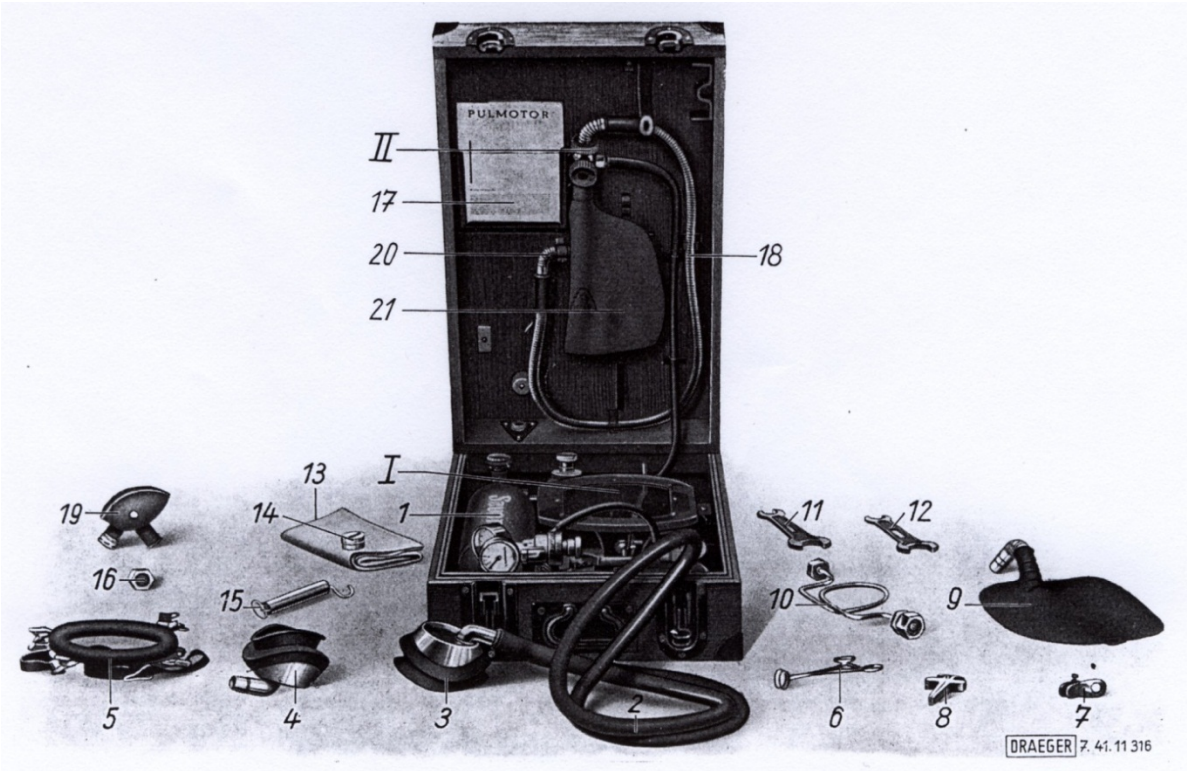


Abb. 135: Pulmotor „Modell 40“ mit serienmäßigem Zubehör [97]

[120] Mögliche Ursache könnte eine allgemeine Sauerstoffknappheit im Deutschen Reich des Kriegsjahres 1942 sein. Auch die damals in medizinischen Kreisen noch nicht abschließend geklärte Frage nach der Schädlichkeit von hohen Sauerstoffkonzentrationen für den menschlichen Organismus könnte Anlass für die Reduktion der Sauerstoffabgabe des Pulmotors gewesen sein.

III.5 Die 2. Pulmotor-Generation: Serienproduktion ab 1954

III.5.1 Der neue Umschaltmechanismus und seine Vorläufer

Zu Beginn der fünfziger Jahre wurde im Drägerwerk ein neuartiger druckluftbetriebener Umschaltmechanismus entwickelt, der den alten „Doppelbalg-Mechanismus“ aus den vorherigen Pulmotor-Baureihen ersetzte und wie dieser die ventilgesteuerte Luftführung der Atemgase vom und zum Patienten übernahm. Untergebracht war die im Vergleich zum alten „Doppelbalg-Mechanismus“ recht kleine Ventileinheit in einer runden, verchromte Metalldose, die ihr den Namen „Umsteuerdose“ oder „Umschaltdose“ einbrachte [128, 172, 270].

Diese Umschaltdose stellte das Kernstück einer Reihe von neuen Beatmungsgeräten dar. Dazu gehörten das Narkose-Beatmungsgerät „Pulmomat“, das Beatmungsgerät „Oxator“ für die kurzfristige Beatmung im Aufwachraum und das Langzeitbeatmungsgerät „Poliomat“, die allesamt 1952 eingeführt wurden [81, 177, 229]. Der mit der neuen Umschaltdose ausgestattete Pulmotor der Modellreihe „PT“ kam allerdings erst im September 1954 auf den Markt [103, 149, 172].

Der neue Steuermechanismus wurde am 8. März 1952 vom Deutschen Patentamt unter dem Namen „*Vorrichtung zur künstlichen Atmung*“ patentiert. Inhaber der Patentschrift mit der Nummer 916727 war das „*Drägerwerk, Heinrich & Bernhard Dräger*“ [128]. Die Abbildungen 136 und 137 zeigen zwei Varianten des patentierten Steuermechanismus in schematischer Darstellung.

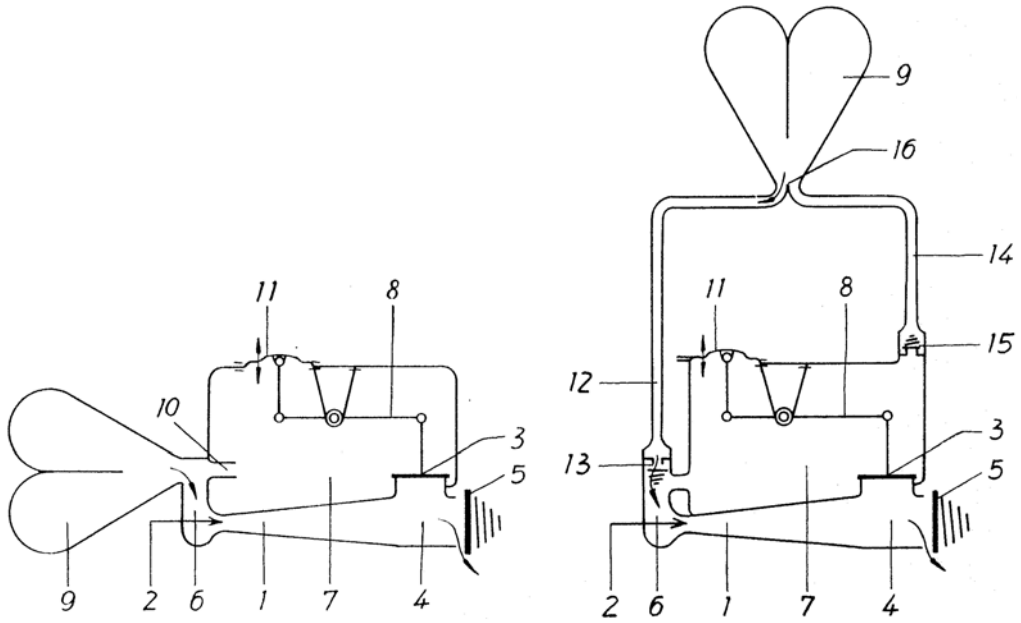


Abb. 136 und 137: Schematische Darstellung der „Umschaltdose“, Patentschrift 1952 [128].

Der Emerson Resuscitator

Auch wenn in der deutschen Patentschrift keine anderen Patente als Referenzen angegeben sind, ist davon auszugehen, dass die neue Umschaltdose keine vollständig eigenständige Erfindung der Firma Dräger war.
Vielmehr ist davon auszugehen, dass eine bereits in den vierziger Jahren von dem amerikanischen Erfinder und Konstrukteur John Haven Emerson (05.02.1906-04.02.1997) entworfene Umschaltvorrichtung den Konstrukteuren der Firma Dräger als Inspirationsquelle diente [Persönliche Kommunikation Drägerwerk, 2007, Herr Dipl. Ing. Josef Haupt, ehemaliger Dräger Chef-Ingenieur]. Emerson meldete seine Überlegungen für eine injektorbetriebene Umschaltvorrichtung im August 1941 unter dem Namen „*Apparatus And Method For Artificially Inducing Breathing*“ zum Patent an [157]. In dieser im Juni 1944 patentierten Patentschrift Nr. 2352523 beschrieb er bereits die grundlegenden Merkmale der späteren Dräger-Umschaltdose. Zu diesen Merkmalen gehörte die äußere Erscheinung in Form einer flachen Metalldose, deren Durchmesser bequem mit einer Hand umfasst werden konnte und die Mechanik, deren Ventile zur Umschaltung der Luftführung von einem federbelasteten Kniehebelwerk bewegt wurden. Auch die (Gummi-)Membran, deren druckgesteuerte Auslenkungen das Hebelwerk in Bewegung setzten wurde von Emerson beschrieben [157].

Diese patentierte Umschaltvorrichtung wurde von Emerson kontinuierlich überarbeitet und die Resultate der Überarbeitungen in den vierziger Jahren wiederholt als Wiederbelebungsapparat patentiert [158, 160]. Dabei zeigten die späten Resultate seiner Überlegungen deutliche Übereinstimmungen mit der Dräger-Umschaltdose der fünfziger Jahre [158, 160]. Dies lässt sich unschwer Anhand der Abbildungen 138 und 139 nachvollziehen, die dem United States Patent Nr. 2468741 entstammen, das am 3. Mai 1949 unter dem Namen „*Breathing Apparatus*" patentiert wurde [158]. Interessanterweise gibt Emerson in seinem Patent Nr. 2352523 ausdrücklich das „*Dräger United States Patent No. 1,049,346*" [157] und damit das amerikanische Patent für den ersten Serienpulmotor vom Januar 1913 als Referenz und Vorlage für seine Umschaltvorrichtung an.

Das von Emerson als Wiederbelebungsapparat patentierte Beatmungsgerät wurde von der J. H. Emerson Company aus Cambridge, Massachusetts unter dem Namen „*Emerson Resuscitator*" produziert und am 30. Mai 1942 in die Liste der vom „Council on Physical Therapy" der „American Medical Association" zugelassenen Beatmungsgeräte aufgenommen [54].

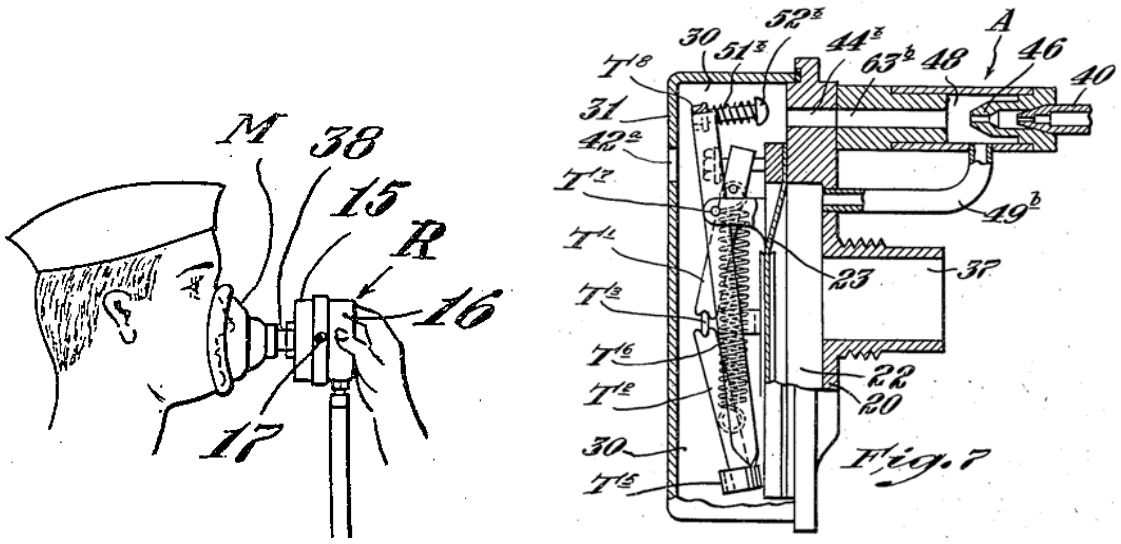


Abb. 138 und 139: Zeichnung und schematische Darstellung der Emerson-Umschaltvorrichtung, Patentschrift 1949 [158].

Der Takaoka Respirator (1951/1957)

Eines der wichtigsten Konkurrenzprodukte für die auf der Dräger-Umschaltdose „M 6900“ basierenden Beatmungsgeräte, vornehmlich für Pulmotor und Pulmomat, aber auch für den Oxator und Poliomat, war der „Takaoka Respirator“ [Persönliche Kommunikation Drägerwerk, 2007, Herr Dipl. Ing. Josef Haupt, ehemaliger Dräger Chef-Ingenieur].

Im Gegensatz zum Pulmotor war er allerdings nicht speziell für den Einsatz in Notfallsituationen bestimmt, sondern wurde vor allem im Operationssaal verwendet. Dieser Einsatzbereich wurde in Deutschland vor allem durch den Göttinger Anästhesisten Jürgen Stoffregen (geb. 1925) propagiert. Stoffregen, der sich bis in die achtziger Jahre auch wissenschaftlich intensiv mit dem Takaoka Respirator befasste [352, 353, 354], war einer der wichtigsten deutschen Protagonisten in der Anwendung des Gerätes für Narkosezwecke [18]. Dazu wurde zwischen die als Antriebs- und Nährgas dienende Druckgasflasche und den Respirator ein Narkosegas-Verdampfer geschaltet [18, 71]. Der Nachteil dieser Anordnung lag in der halboffenen Gasführung des Respirators durch die das verwendete Beatmungs- und Narkosegasgemisch ständig in die Umgebung entwich [18, 352]. Die daraus resultierenden Mehrkosten durch erhöhten Gasverbrauch und die erhöhte Narkosegasbelastung im Umfeld des Respirators führten letztendlich zur Aufgabe dieses Respirator-Typs für Narkosezwecke [18].

Der „Takaoka Respirator“ wurde 1951 von dem in Brasilien lebenden Japaner Kentaro Takaoka (geb. 1919) entwickelt und gebaut [251]. Allerdings wurde die Ur-Version des 1951 entwickelten Beatmungsgerätes zunächst nur im Tierversuch erprobt und kam erst 1955 am Menschen zum Einsatz. Die von Kentaro Takaoka 1957 gegründete Firma „KTK“ fasst diese Anfangszeit wie folgt zusammen: „*In 1951, Dr. Kentaro Takaoka, then a young anesthesiologist, tired of confronting the lack of adequate equipment which made practicing his profession a difficult task, decided to develop a small device capable of performing controlled artificial ventilation. […] He tested his invention on animals for four years and, in 1955, Takaoka's respirator was used on human beings for the first time, going into history.*” [251]. Die Patentierung des Geräts erfolgte sogar erst 1957 in Brasilien und 1961 in den USA, wobei das US Patent eine 1956 unter dem Namen

„Breathing Asssistor Valve“ [159] patentierte Version der Emerson-Umschaltvorrichtung als Referenz angab [359].
Aufgrund des kurzen zeitlichen Abstands zwischen der Entwicklung des Takaoka Respirators (1951) und der Dräger-Umschaltdose (1952) liegt die Frage nahe, ob der Takaoka Respirator einen Einfluss auf die Entwicklung der Umschaltvorrichtung von Dräger gehabt hatte, zumal beide Geräte nach dem gleichen Funktionsprinzip arbeiteten. Bei genauer Betrachtung der entsprechenden Patente und deren Ausstellungsdaten erscheint dieser Einfluss Takaokas auf Dräger unwahrscheinlich [128, 327, 359]. So ist der Umschaltmechanismus des Takaoka Respirators in Aufbau und Funktionsweise deutlich innovativer als der Dräger-Umschaltmechanismus [128, 359]. Da die zentralen Innovationen des Takaoka Respirators (Magnetventile, Luftführung) zum Zeitpunkt der Patentanmeldung von Drägers Umschaltdose noch nicht einmal in Brasilien zum Patent angemeldet waren, hätte Dräger gefahrlos diese Elemente der Takaoka-Konstruktion in die eigene Erfindung integrieren können. Dies ist aber nicht geschehen, obwohl Dräger später das Magnetventil des Takaoka Respirators als wichtige Innovation bewertete [128, 327]. Dafür meldete Dräger allerdings 1959 – und damit zwei Jahre nachdem Takaoka seine Erfindung im US-Patentamt eingereicht hatte – selbst ein eigenes Magnetventil für die Umschaltvorrichtung zum Patent an, wobei der Takaoka Respirator als Referenz zitiert wurde [327]. Dieser Umstand verdeutlicht nicht nur das Interesse Drägers an einem Magnetventil im Stil des Takaoka Respirators, sondern legt nahe, dass Dräger erst nach der eigenen Entwicklung einer Umschaltvorrichtung (1952) Kenntnis von der Konstruktion des Takaoka Respirators hatte. Ansonsten hätte Dräger ein solches Magnetventil wahrscheinlich bereits 1952 in die Ur-Konstruktion der Umschaltdose M 6900 integriert und ein entsprechendes Fremd-Patent, falls vorhanden, in der eigenen Patentschrift zitiert [128].

Aufbau des Takaoka Respirators

Der Takaoka Respirator war äußerst kompakt und wog nur 400 g [71]. Wie in Abbildung 141 zu erkennen hatte das Gehäuse des Beatmungsgeräts die Form einer flachen Dose, die bequem mit einer Hand umfasst werden konnte. Das Gehäuse bestand aus Aluminium und hatte einen Durchmesser von 8 cm und eine

Höhe von 3 cm. Der Anschlussstutzen für das Druckgas, das gleichzeitig als Antriebs- und Atemgas diente, ragte seitlich etwa 3 cm aus dem Aluminiumgehäuse. Auf der Oberseite des Gehäuses befand sich eine zentrale, zylinderförmige Ausbuchtung von 2,5 cm Höhe, die den Stellmechanismus des Geräts beherbergte, über den Tidalvolumen und Beatmungsfrequenz geregelt werden konnten [71]. Auf der Gehäuseunterseite befand sich neben der zentral gelegenen Öffnung des Exspirationsventils ein dezentral positionierter Anschluss für einen Endotracheal-Tubus oder eine Atemmaske. Dieser Anschlussstutzen beherbergte zudem ein federgesteuertes, ringförmiges Rückschlagventil, das die Funktion eines Überdruck-Sicherheitsventils erfüllte (siehe auch Position (30) bis (40) in Abb. 142) [71].

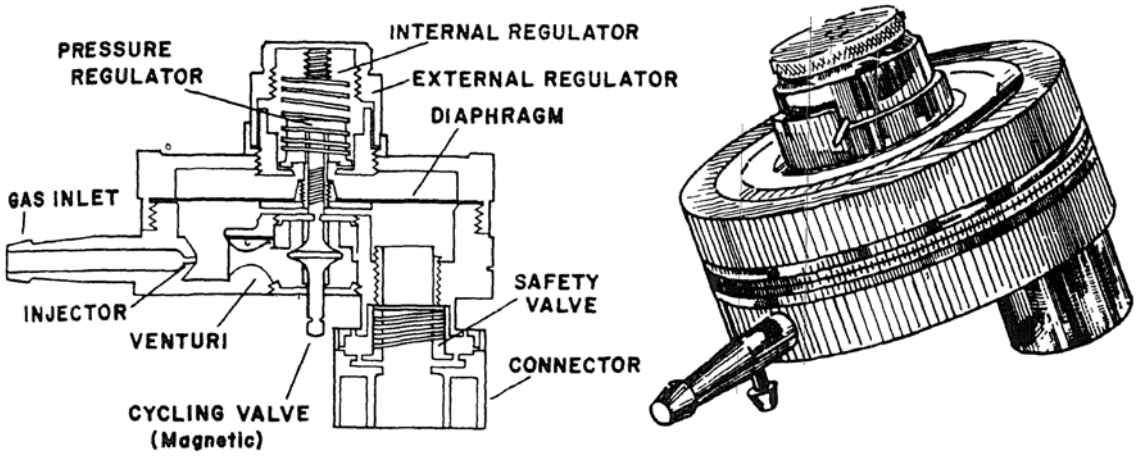


Abb. 140 und 141: Takaoka Respirator, schematische Darstellung und Zeichnung [71]

Funktionsweise des Takaoka Respirators

Das anhand der Abbildungen 140 und 142 ersichtliche Funktionsprinzip des Takaoka Respirators entsprach in weiten Teilen der Dräger-Umschaltdose M 6900 von 1952. Allerdings war der Takaoka Respirator technisch viel aufwendiger gebaut. Zugleich beherbergte er aber deutlich weniger bewegte Teile, was ihn robuster als die Dräger-Umschaltdose machte. Im Gegensatz zur Dräger-Umschaltdose mit ihren 4 in einem Atemzyklus bewegten Ventilscheiben, arbeitete im Inneren des Takaoka Respirators nur eine einzige Ventilscheibe (22), die zugleich zwei Ventile (23, 24) bediente. Die beiden in der Dräger-Umschaltdose verbauten Rückschlagventile entfielen aufgrund der geschickt gestalteten

Luftführung und der Tatsache, dass der Takaoka Respirator keine Außenluft zur „Verdünnung“ des Beatmungsgases ansaugte [359].

Zudem erfolgte die Umschaltung der Ventile im Takaoka Respirator ohne das federgespannte Kniehebelwerk der Dräger-Dose. Stattdessen bestand das „Schaltwerk“ zur Umschaltung der Ventile aus zwei Magnetringen (25, 26), welche die Ventilöffnungen (23, 24) umgaben und von denen die Ventilscheibe aus Metall im Atemrhythmus abwechselnd angezogen wurde. Die Ventilscheibe (22) wurde wiederum durch die druckabhängigen Auslenkungen einer Gummimembran (3) bewegt, mit der sie über einen Stahlstift (21) und eine kleine Spiralfeder (6) verbunden war [359].

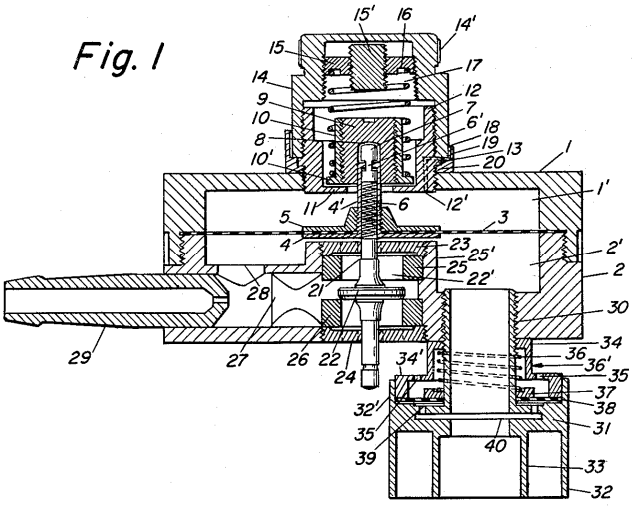


Abb. 142: Takaoka Respirator in Inspirationsstellung, Schematische Darstellung, 1961 [359]

Der grundlegende Funktionsablauf des Takaoka Respirators wird nachfolgend anhand der Abbildung 142 beschrieben. Diese schematische Darstellung zeigt einen Takaoka Respirator in Inspirationsstellung. Durch die Treibdüse des Injektors (29) strömte Druckgas, welches zuvor über ein Reduzierventil auf einen nutzbaren Arbeitsdruck reduziert worden war, in die Venturi- oder Druckdüse (27) [71, 359]. Von dort gelangte das Druckgas über den Ventilraum (22’) und durch die Ventilöffnung (23) des Inspirationsventils hindurch in den unteren Hohlraum (2’) des Respirators. Der untere Hohlraum war wiederum über den Konnektor der Auslassöffnung (30) mit einer Atemmaske oder einem Endotracheal-Tubus (nicht abgebildet) und somit direkt mit der Lunge des Patienten verbunden [71, 359].

Stieg mit dem kontinuierlich einströmenden Atemgas der Druck in Lungen und unterem Hohlraum (2’) an, wurde die Gummimembran (3) gegen den Widerstand der Kontroll-Feder (17) in Richtung oberer Hohlraum (1’) angehoben. Dabei zog die Gummimembran eine Spiralfeder (6) mit nach oben, mit welcher sie über einen Hohlzylinder (4’) verbunden war. Überstieg der durch die Spiralfeder auf die Ventilscheibe (22) ausgeübte Zug die Anziehungskraft des unteren Magnetrings

(26), so wurde die Ventilscheibe angehoben, bis sie in einer Schnappbewegung mit dem oberen Magnetring (25) in Kontakt trat. Somit wurde das oben liegende Inspirationsventil geschlossen und der Weg durch den unteren Magnetring (26) und die Ventilöffnung (24) des unten liegenden Exspirationsventils freigegeben [359].

Nun strömte das aus der Treibdüse des Injektors austretende Atemgas nicht weiter in die Lungen, sondern über das Exspirationsventil ins Freie. Dabei entstand ein Unterdruck an der Saugöffnung (28), welcher das Atemgas aus unterem Hohlraum (1') und Lungen absaugte und mit dem Treibstrahl des Injektors ins Freie beförderte [359]. Dieser Sog wirkte auch auf die Gummimembran ein und überstieg ab einem Unterdruck von 3 bis 4 mm Hg die Anziehungskraft des oberen Magnetrings (25) auf die an ihm haftende Ventilscheibe (22) [71, 359]. Diese wurde in der Folge nach unten gedrückt, bis sie in einer Schnappbewegung mit dem unteren Magnetring (26) in Kontakt trat. Dadurch wurde die Ventilöffnung (23) des oben liegenden Inspirationsventils wieder freigegeben und eine erneute Inspirationsphase eingeleitet [359].

Durch Veränderung der Vorspannung der Kontroll-Feder (17) war es möglich, Einfluss auf die Beatmungsparameter des Geräts zu nehmen [359]. Dies erfolgte durch Bewegen des Stellrings (14) auf der Oberseite des Takaoka Respirators [359]. So wurde die Kontroll-Feder (17) durch Hereindrehen des Stellrings gestaucht, wodurch sich ihre Vorspannung erhöhte [359]. Dementsprechend erhöhte sich der Widerstand, gegen den die Gummimembran in der Inspirationsphase angehoben wurde. In diesem Fall war also ein höherer Druck nötig, um den Umschaltmechanismus des Takaoka Respirators von Inspiration auf Exspiration zu schalten. Da es bei unverändertem Frischgasfluss nun länger dauerte bis dieser höhere Umschaltdruck erreicht war, verringerte sich durch die Erhöhung des Umschaltdrucks die Beatmungsfrequenz des Respirators. Außerdem wirkte sich der höhere Umschaltdruck auch auf die Lungen des Patienten aus, wo er zu einem größeren Tidalvolumen führte. Durch Drehen des Stellrings (14) konnten also gleichzeitig Beatmungsfrequenz und Tidalvolumen angepasst werden [71, 359]. Zudem konnte das Atemminutenvolumen durch Veränderung des Atemgaseinstroms in die Treibdüse des Injektors geregelt werden. In Abhängigkeit vom eingestellten Atemminutenvolumen konnten so Inspirationsdrücke von 8 bis 30 mm Hg erreicht werden, wobei die üblicherweise

während einer Narkose verwendeten Atemwegsdrücke zwischen 12 und 20 mm Hg, bei einem Tidalvolumen von 300 bis 750 ml, variierten [71]. Der am Ende der Exspirationsphase auf die Lungen einwirkende Unterdruck betrug 3 bis 4 mm Hg und konnte nicht verändert werden [71]. Die aus dem Zusammenspiel von Atemminutenvolumen und Tidalvolumen resultierenden Beatmungsfrequenzen lagen zwischen 10 und 40 pro Minute, wobei In- und Exspirationsphase gleichlang waren [71].
Aufgrund dieser Einstellmöglichkeiten konnte der Takaoka Respirator sowohl für Erwachsene, als auch für Kleinkinder verwendet werden [71].

III.5.2 Der neue Pulmotor

Die Vorstellung des völlig neu konstruierten Pulmotors erfolgte im Herbst 1954 auf der Bergbau-Ausstellung in Essen [172]. Dieser zeigte sich aufgrund vieler an das Drägerwerk herangetragener Wünsche technisch deutlich verändert [270].
Die wichtigste Neuerung des Geräts stellte die „Pulmotor-Umschaltdose M 6900“ dar, die den bisherigen Umschaltmechanismus aus zwei Lederbälgen ersetzte. Bedingt durch neue Erkenntnisse atemphysiologischer Untersuchungen änderten sich mit dieser Neukonstruktion des Umschaltmechanismus auch dessen beatmungstechnische Kenndaten: Zeitgenössischen Überlegungen zufolge sollten sich positiver und negativer Druck der Wechseldruckbeatmung in ihrer Wirkung aufheben, um der als schädlich angesehenen kreislaufdepressiven Wirkung der Überdruckbeatmung zu begegnen. Dies entsprach beim Umschaltmechanismus der alten Pulmotore einem Atemzeitverhältnis von 1:1. Graphisch dargestellt folgte die Atemdruckkurve also einer Sinuskurve um einen Beatmungsdruck von 0 herum, bei der sich die Flächen über und unter der Null-Linie aufheben. Bei der neuen Umschaltdose war die Einwirkungsdauer des positiven Drucks mit seiner als schädlich angesehenen kreislaufdepressiven Wirkung zugunsten der Exspiration verkürzt worden, entsprechend einem Atemzeitverhältnis von 1:1,3. Um auch hierbei graphisch gesehen Flächengleichheit in der Atemdruckkurve zu erhalten, konnte mit einem im Vergleich zum Inspirationsdruck geringeren negativen Beatmungsdruck in der Exspirationsphase gearbeitet werden [175].

Die Pulmotordose wurde direkt auf die Gesichtsmaske aufgesteckt und über einen 1,5 m langen Druckschlauch mit Sauerstoff versorgt [172]. Dieser Druckschlauch konnte in fast beliebiger Länge bestellt werden, was in beengten räumlichen Verhältnissen eine Beatmung ermöglichte, ohne den Pulmotorkoffer unmittelbar an den Verunglückten bringen zu müssen. Die vormals vorhandenen zwei Atemschläuche zwischen Umschaltmechanismus und Maske, die Leckagen aufweisen und somit die Funktion der Umsteuerung behindern konnten, entfielen [269].

Bei spontan atmenden Patienten konnte weiterhin mit der Sauerstoff-Inhalationseinrichtung gearbeitet werden. Neu war hierbei der fest eingestellte Sauerstoffffluss von 8,5 l/min über das neue Verteilerstück [149, 172]. Auch die dazugehörige, aufblasbare Halbmaske war neu und durch ihre weiche Beschaffenheit auch bei herausgezogener Zunge gut dem Gesicht anzupassen [269].



Abb. 143: Tornister-Pulmotor PT1, getragen [172]

Neu war ebenfalls eine sauerstoffbetriebene Sekret-Absaugevorrichtung zur Entfernung von Schleim und Fremdkörpern aus dem Rachenraum. Zuvor erfolgte die Säuberung des Rachenraumes mit den Fingern.

Die CO_2-Zusatzvorrichtung der vorherigen Baureihen entfiel bei diesem Gerät entsprechend dem Stand der damaligen atemphysiologischen Forschung. Gerade der Laie, aus damaliger Sicht noch einer der Hauptanwender des Pulmotors, war nach zeitgenössischen praktischen Erfahrungen nicht in der Lage, die Indikation für einen Kohlensäurezusatz als Atemanaleptikum korrekt zu stellen. Dies sollte dem im Anschluss die Therapie übernehmenden Arzt überlassen bleiben. Da der Kohlensäurezusatz ausschließlich entwickelt worden war, um die atemantriebshemmenden Folgen einer Hypokapnie infolge Hyperventilation durch den Pulmotor zu verhindern, setzte man nun auf die Vermeidung einer zu starken künstlichen Beatmung, die zu einer übermäßigen Ausspülung der körpereigenen Kohlensäure führen konnte. Daher wurde das Beatmungsminutenvolumen des neuen Pulmotors durch eine Dosierung in den Entnahmeverschraubungen des

Verteilerstückes auf 8 bis 10 l begrenzt. Diese Werte entsprachen den damaligen Forschungsergebnissen, welche im Rahmen von Langzeitbeatmungen von Erwachsenen Patienten mit Poliomyelitis erhoben wurden. Weitere wichtige Folge dieser Erkenntnisse war die deutliche Reduktion der Beatmungsdrücke des neuen Pulmotors auf +15 cm WS für die Einatmung und –10 cm WS für die Ausatmung, welche für ein Beatmungsminutenvolumen von 8 bis 10 l völlig ausreichend waren [172, 270]. Diese Reduktion der Beatmungsdrücke stellte zudem einen verbesserten Schutz vor einem möglichen Barotrauma und den Folgen einer Aspiration durch Luftinsufflation in den Magen dar. Nicht zuletzt konnte dadurch sparsamer mit dem bordeigenen Sauerstoff des Pulmotors umgegangen werden, was zu einer deutlich verlängerten Betriebszeit mit der eingebauten Sauerstoffflasche führte [172, 270].

Auch äußerlich änderte sich das Erscheinungsbild des Pulmotors. Neben dem bekannten Koffergerät („PK 1“), das vor allem für die Ausrüstung von Rettungsfahrzeugen und Krankenhäusern bestimmt war, wurde erstmals ein tornisterartig auf dem Rücken zu tragendes Gerät („PT 1“) vorgestellt, mit dem Dräger der Forderung nach einem leichteren, handlicheren Pulmotor für weitverzweigte Anlagen in Bergbau und Industrie nachkam (siehe Abb. 143). Das Gehäuse dieses „*Tornister-Pulmotors*“ [172] bestand aus Leichtmetall [95] und hatte die Abmessungen und Tragriemen des bekannten Sauerstoff-Schutzgerätes für den Bergbau Modell BG 170/400 [172]. Diese neue Handlichkeit des Pulmotors stellte vor allem in den Augen der direkten Anwender eine entscheidende Verbesserung dar, zumal das Gewicht um über 50 % reduziert werden konnte. Auch der „*Koffer-Pulmotor*“ erfuhr durch die Neukonstruktion eine deutliche Gewichtsreduktion von über 5 kg (siehe Abb. 144) [172].

	Tornister-Pulmotor Modell PT 1	Koffer-Pulmotor Modell PK 2
Abmessungen	49 × 45 × 21cm m. Tragriemen	65 × 40 × 17,5 cm
Gewicht	13 kg	19,5 kg
Beatmungsstellen (Umschaltdosen)	1	2
Inhalations-einrichtungen	1	1
Sauerstoff-Flasche (Rauminhalt)	2,5 Liter	2,6 Liter
Sauerstoffvorrat (200 kg/cm²)	500 Liter	520 Liter
Sauerstoffverbr.	7,5 l/min	7,5 bzw. 15 l/min
Gebrauchsdauer	etwa 65 Min.	etwa 70 Min. bzw. 35 Min. bei 2 Beatmungs-stellen

Abb. 144: Technische Daten der neuen Pulmotor-Modellreihe, [172]

Neben dem bereits von den alten Modellen bekannten Zubehör (Kopfring mit Bänderung zum Befestigen der Maske am Kopf, Mundöffner nach Roser-König,

Zungenzange) gehörten zu den neuen Pulmotoren erstmals drei „*Mundtuben*“ [172] unterschiedlicher Größe zum Freihalten der Luftwege im Rachenraum während der künstlichen Beatmung, ähnlich den in der Anästhesie verwendeten Güdel-Tuben [172]. Optional konnte außerdem ein Adapter zur Konnektion eines Intratrachealkatheters an die Umschaltdose bestellt werden [172]. Hiermit hielt erstmals die Möglichkeit einer endotrachealen Intubation und Beatmung, die in Deutschland zu Anfang der 50er Jahre erst sporadisch Anwendung fand, Einzug in das Airway-Management eines Serien-Notfallbeatmungsgerätes.
Ein neues Pulmotor-Prüfgerät, bestehend aus Anschlussgehäuse, Druckmesser und Prüfbeutel auf einem Stativ, ermöglichte eine Kontrolle des Beatmungsvolumens und der jetzt niedrigeren Umschaltdrücke der neuen Pulmotordose [172].

Funktionsweise des neuen Pulmotors

Die aus Abbildung 145 ersichtliche Funktionsweise von Koffer- (PK 1) und Tornistergerät (PT 1) war gleich.
Aus der Sauerstoff-Flasche (1) strömte der Sauerstoff bei Öffnen des Flaschenventils (2) in den Druckminderer (3), dessen Druckmesser (4) den Vorratsdruck anzeigte. Der Druckminderer entspannte den unter einem Vorratsdruck von 150 bzw. 200 kg/ cm^2 gespeicherten Sauerstoff auf einen gleichbleibenden Arbeitsdruck von 5 kg/cm^2. Unter diesem Druck strömte der Sauerstoff in den Verteiler (5), der mit einem Sicherheitsventil (6) und drei Entnahmeventilen (7) versehen war. An die Anschlussstutzen der beiden oberen Entnahmeventile ließen sich wahlweise Pulmotordosen oder Inhalationseinrichtungen anschließen. Das letzte Entnahmeventil war fest mit dem Injektor (8) der Absaugvorrichtung verbunden.

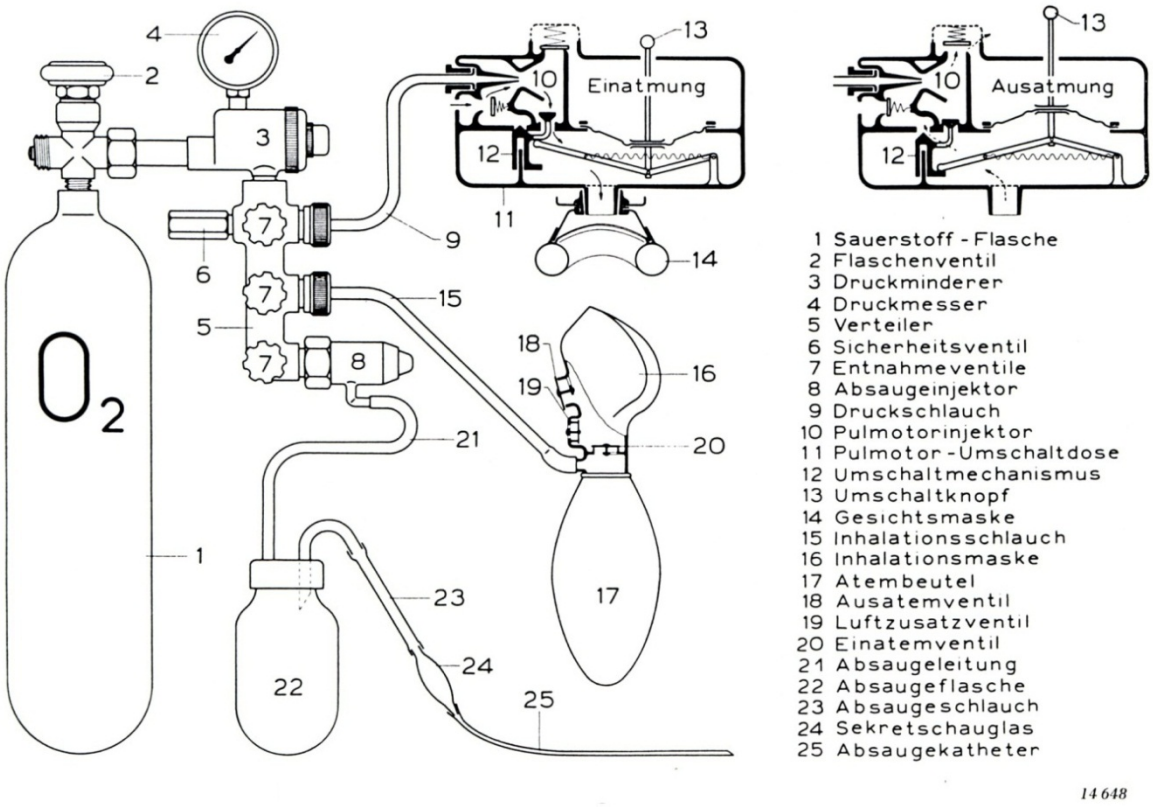


Abb. 145: Schematische Darstellung der Einzelkomponenten des Pulmotors und der Pulmotor-Umsteuerdose [172]

Die Pulmotor-Umschaltdose „M 6900“

Die zentrale Innovation der neuen Pulmotor-Baureihe war die bereits erwähnte, neu konstruierte automatische Umschaltvorrichtung M 6900. Diese ersetzte den alten Doppelbalg-Mechanismus, der in den vorherigen Gerätereihen die Luftführung über vier Ventile steuerte. Der alte Ventilmechanismus mit seiner verhältnismäßig großen Anzahl mechanisch bewegter Bauteile war schwer und raumgreifend und aufgrund seiner feinmechanischen Ausführung aufwändig und teuer in der Herstellung. Vor allem aber führte die hohe Anzahl der zu bewegenden Ventile zu einer großen Störanfälligkeit der Beatmungsgeräte. Ein weiterer erheblicher Nachteil des alten Ventilmechanismus bestand in der Anordnung der Ventile, von denen immer gleichzeitig zwei über ein Gestänge bewegt wurden. Diese Konstruktion führte zu Schwierigkeiten bei der Einstellung der Ventile, deren Sitz jeweils so aufeinander abgestimmt werden musste, dass stets der gewünschte, gleichzeitig erforderliche Dichtsitz zweier Ventile erreicht wurde.

Konstruktionsziel der neuen Umschaltvorrichtung, die – wie ebenfalls bereits ausgeführt – offenbar von Konkurrenzprodukten beeinflusst worden war, war es, diese bekannten Nachteile zu beheben. Dazu wurden die vier für die Luftführung erforderlichen Ventile räumlich und mechanisch voneinander getrennt. Der neue Steuermechanismus wirkte nun nur noch auf die zwei starr miteinander verbundenen Ventile ein, welche abwechselnd die Saug- oder Druckseite des Injektors mit der zur Patientenlunge führenden Atemleitung verbanden. Die beiden zusätzlich notwendigen Ventile, welche die Saug- und Druckseite des Injektors mit der Außenluft verbanden, waren jetzt nicht mehr mit dem Gestänge des Steuermechanismus verbunden. An ihrer Stelle wurden in der neuen Konstruktion federbelastete Rückschlagventile eingesetzt, die sich nur dann öffneten, wenn die ihnen gegenüberliegenden Steuerventile geschlossen waren. Auch die neue Umschaltvorrichtung wurde über den in der Lunge herrschenden Druck gesteuert. Der lederne Doppelbalgmechanismus wurde allerdings durch eine simple Gummimembran ersetzt.

Die Funktionsweise der Pulmotor-Umschaltdose M 6900 wird in der schematischen Darstellung der Abbildung 145 deutlich. In dieser schematischen Darstellung ist eine Pulmotor-Umschaltdose (11) in Einatmungs-Stellung über einen Druckschlauch (9) an das obere Entnahmeventil (7) des Verteilerstücks (5) angeschlossen. Von hier strömt reiner Sauerstoff durch die Treibdüse des Injektors (10) zu dessen Ausblasseite, wobei Außenluft durch ein unter der Treibdüse befindliches, federbelastetes Rückschlagventil angesaugt wird (durch Pfeile angedeutet, siehe auch Abb. 146) [96, 117, 172]. Dabei entsteht ein Luft-Sauerstoff-Gemisch mit einem Sauerstoffanteil von etwa 40 bis 50 % [95, 149]. Das federbelastete Rückschlagventil auf der Ausblasseite des Injektors bleibt in der Inspirationsphase zunächst geschlossen, da sein Öffnungswiderstand höher liegt als der Steuerdruck, bei dem die Steuermembran die Steuerventile (12) umschaltet [128]. Das entstandene Luft-Sauerstoff-Gemisch strömt nun von der Ausblasseite des Injektors durch das in Einatmungs-Stellung geöffnete Kegelventil des Umschaltmechanismus (12) in den unteren Raum der Umschaltdose und weiter durch die Gesichtsmaske (14) in die Lunge des Patienten (durch Pfeile angedeutet).

Der in den Lungen und dem unteren Raum der Umschaltdose entstehende Druck wirkt auf eine Membran ein, die mit einem federgesteuerten Kniehebelwerk verbunden ist. Von der Membranoberseite führt ein Stift auf die Oberseite der Pulmotordose, der den Umschaltknopf (13) trägt. Die Membran wölbt sich mit steigendem Druck nach oben durch und zieht bei einem Überdruck von 15 cm WS das Gelenk der beiden Hebel über den Widerstand der Umschaltfeder hinweg in die Ausatmungsstellung. Bei diesem Umschaltvorgang wird das Umsteuerglied (12) nach unten geschoben, wodurch das Kegelventil auf der Druckseite des Injektors geschlossen und ein zweites Kegelventil auf der Saugseite geöffnet wird. Dadurch wird der Weg von der Maske (14) über den unteren Raum der Umsteuerdose zur Saugseite des Injektors frei. Der Injektor saugt nun Luft aus der Lunge des Patienten und bläst sie durch das Rückschlagventil auf der Oberseite der Umschaltdose hindurch ins Freie (durch Pfeile angedeutet, siehe auch Abb. 146).

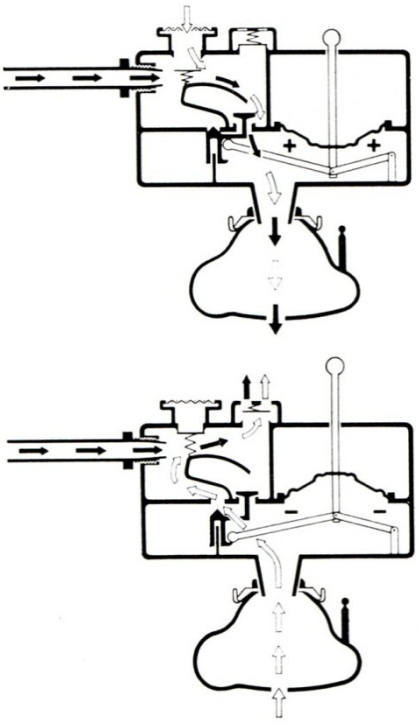


Abb. 146: schematische Darstellung der Pulmotor-Umschaltdose mit neu positioniertem Ansaug-Rückschlagventil, 1966 [95].
Oben: Inspiration
Unten: Exspiration

Auch im unteren Raum der Umschaltdose entsteht nun ein Unterdruck, der die Steuermembran der Umschaltdose nach unten ansaugt. Bei einem Unterdruck von 10 cm WS wird das Hebelwerk mit dem Umsteuerglied (12) über den Widerstand der Umschaltfeder hinweg erneut in Einatmungsstellung gebracht. Damit beginnt die nächste Einatemphase, bis erneut ein Überdruck von 15 cm WS herrscht.

Die Werkstoleranzen für die Umschaltdrücke lagen zwischen +12 und +15 cm WS auf der positiven, bzw. zwischen –6 bis –12 cm WS auf der negativen Seite [121].

Über den Umschaltknopf (13) konnte der Helfer den Umschaltmechanismus zu Beginn der künstlichen Beatmung in die Ausatmungsstellung bringen.

Wurde der Umschaltknopf auf Inspiration festgehalten, der Umschaltknopf also hereingedrückt, konnten bei voll geöffnetem Absperrventil des Verteilerstücks bis

zu +25 bis +30 cm WS erreicht werden. Bei herausgezogen fixiertem Umschaltknopf wurden in der Exspiration bis zu –15 bis –20 cm WS erzielt [121].
Wie auch bei der vorherigen Baureihe verdeutlichte die Arbeitsweise des Umsteuermechanismus, ob der Sauerstoff auch tatsächlich in die Lungen des Patienten gelangte. War eine Undichtigkeit vorhanden, dann steuerte das Gerät überhaupt nicht um. Waren die Atemwege andererseits durch Sekrete oder die zurückgefallene Zunge nicht durchgängig, dann konnte der Benutzer dies am schnellen Umsteuern des Steuermechanismus erkennen [269].

Die Sauerstoff-Inhalationseinrichtung

Die in Abbildung 147 dargestellte Inhalationseinrichtung bestand aus der Halbmaske (14), dem Atembeutel (18), dem Ventilkasten (16) mit drei Ventilen und dem Anschlussschlauch (13). Bei geöffnetem Entnahmeventil (7, Abb. SPT1) strömten voreingestellt 8,5 l/min Sauerstoff in den Atembeutel (18). Mit der Inspiration wurde über das Einatemventil (19) Sauerstoff aus dem Atembeutel entnommen. Beim der Exspiration schloss sich das Einatemventil und verhinderte so, dass kohlendioxidhaltige Ausatemluft zurück in den Atembeutel gelangte. Stattdessen entwich die Exspirationsluft über das Ausatemventil (20) ins Freie. Gleichzeitig strömte weiterhin Sauerstoff in den Atembeutel [95], wodurch Sauerstoff eingespart wurde [120]. War das Volumen des Atembeutels für den Atemzug nicht ausreichend, so wurde durch das Luftzusatzventil (21) Außenluft angesaugt. Ein Luftmangel konnte folglich nicht auftreten [95]. An den Bewegungen des Atembeutels ließ sich die Atemtätigkeit beobachten und somit feststellen, ob der Patient künstlich beatmet werden musste [120]. Eine weitere bemerkenswerte Neuentwicklung war ein herausnehmbarer Feuchtigkeitskondensator (22) aus feinmaschigen Nickelsieben. Dieser befand sich im Ventilkasten neben dem Ein- und Ausatemventil. Auf den Sieben kondensierte bei der Exspiration die in der Ausatemluft enthaltene Feuchtigkeit, welche während der Inspiration das verhältnismäßig trockene Inspirationsgas

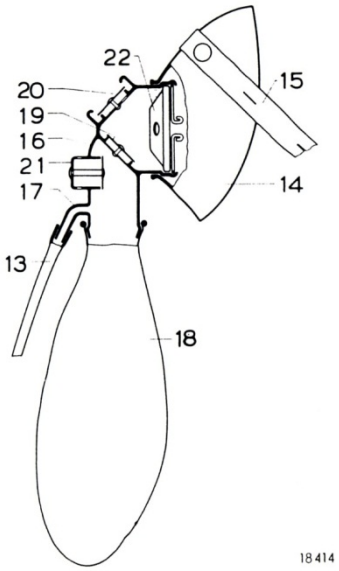


Abb. 147: Inhalationsmaske, schematische Darstellung [96]

anfeuchtete. Auf diese Weise atmete der Patient immer stark angefeuchtetes Gas ein, was auch bei längerer Sauerstoffinhalation ein Austrocknen der Schleimhäute verhinderte [96].

Die Sekret-Absaugevorrichtung

Die Absaugvorrichtung bestand im Kern aus einem Injektor (11), dessen Saugseite über einen Schlauch (24) mit einer Absaugflasche (25) verbunden war. An diese wiederum wurde ein Absaugschlauch (26) mit Sekret-Schauglas (27) und Absaugkatheter (28) angeschlossen (siehe Abb. 148) [117].
Auch dieser Injektor war sauerstoffbetrieben und verbrauchte 15 l/min Sauerstoff [95, 102]. Hierbei wurde in der Absaugflasche nach dem Prinzip der Wasserstrahlpumpe ein Unterdruck von bis zu 700 cm WS erzeugt, mit dessen Hilfe Sekret und Flüssigkeiten durch den Absaugkatheter angesaugt werden konnten [96, 117].

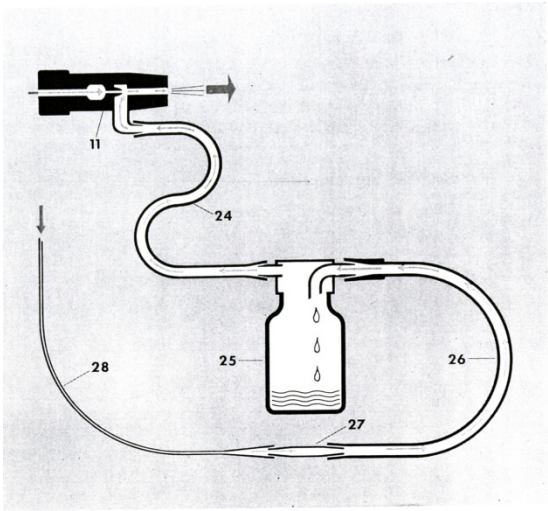


Abb. 148: Schematische Darstellung, Wirkungsweise der Sekret-Absaugevorrichtung [117]

III.5.3 Modellvarianten der Baureihe „PT“

Tornister-Pulmotor „PT 1“

Das Modell PT 1 war ein rückentragbares Gerät im Leichtmetalltornister (siehe Abb. 149 und 150). Aufgrund der geringen Abmessungen von 49x45x21 cm und dem gegenüber dem Kofferpulmotor reduzierten Gewicht von 13 kg war er prädestiniert für die niedrigen, engen Stollen im Bergbau. Der Tornister enthielt eine Sauerstoffflasche mit 2,5 Liter Rauminhalt. Bei einer Füllung auf 200 kp/cm^2 stand ein Sauerstoffvorrat von 500 Litern zur Verfügung. Dies entsprach bei einem Sauerstoffverbrauch von 7,5 l/min einer Gebrauchsdauer von etwa 65 min [95, 100, 172].

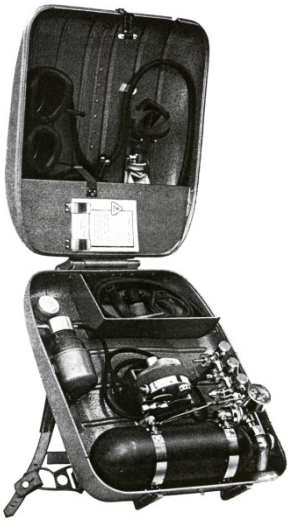


Abb. 149: Ausstattung Tornister-Pulmotor PT1 [172]

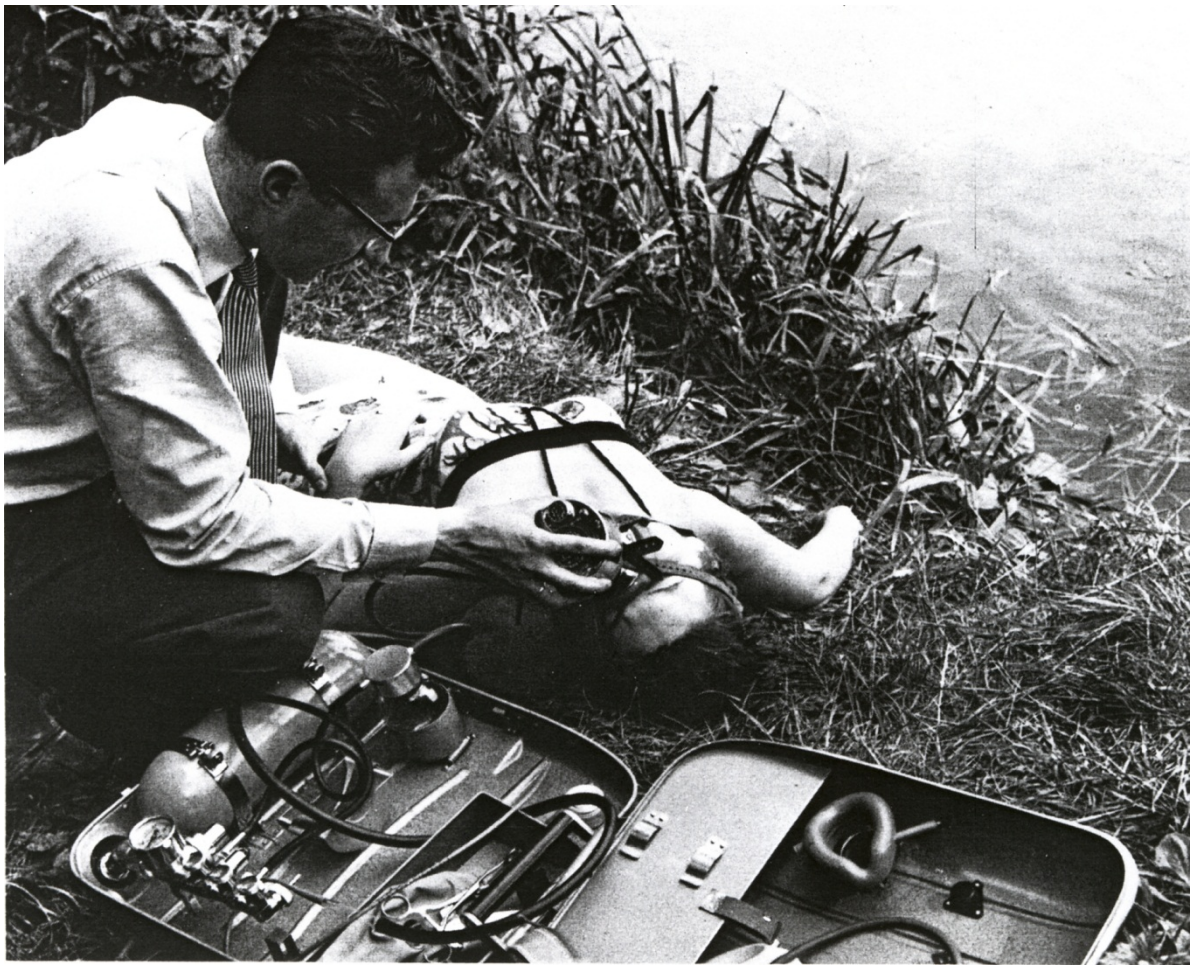


Abb. 150: Tornister-Pulmotor Modell „PT 1“ im Einsatz [100]

Koffer-Pulmotor „PK 1”

Das Modell PK 1 war vor allem für die Ausstattung von Rettungswagen gedacht und enthält 1 Wiederbelebungseinrichtung in einem Holzkoffer mit den Maßen 65 x 40 x 17,5 cm. Hierbei konnte das Gewicht des Pulmotors durch Neukonstruktion des Koffers von 24,5 kg auf 18,2 kg deutlich reduziert werden. Das Gerät enthielt eine Sauerstoffflasche von 2,6 Litern Rauminhalt, die bis maximal 200 kp/cm^2 befüllt werden konnte. Dies entsprach einem Sauerstoffvorrat von 520 Litern, mit dem sich bei einem Sauerstoffverbrauch von 7,5 l/min eine Gebrauchsdauer von etwa 70 min ergab [95, 100, 172].

Koffer-Pulmotor „PK 2“

Das Modell PK 2 entsprach äußerlich dem Modell PK 1, war allerdings wie in Abbildung 151 zu erkennen mit 2 Wiederbelebungseinrichtungen ausgestattet, welche die gleichzeitige Beatmung von zwei Patienten ermöglichten. Dadurch erhöhte sich das Gewicht auf 19,5 kg. Bei zeitgleicher Benutzung beider Pulmotordosen halbierte sich die Gebrauchsdauer auf etwa 35 min, da nur eine Sauerstoffflasche mit 2,6 Litern Rauminhalt vorhanden war [95, 100, 172].

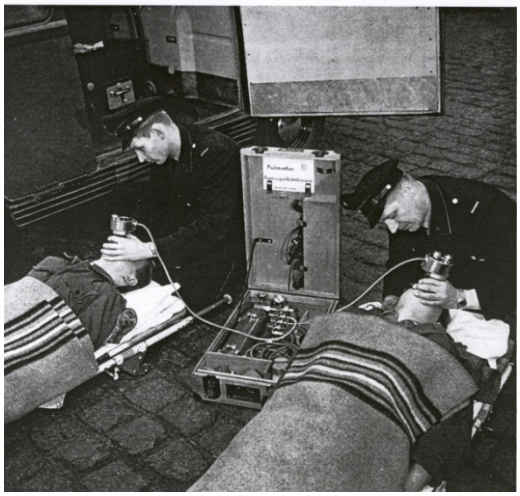


Abb. 151: Koffer-Pulmotor Modell „PK 2“ im Einsatz [95]

Feldgerät, künstliche Beatmung, automatisch



Abb. 152: Pulmotor “Feldgerät” im Transportkasten [117]

Das Feldgerät war ein an das Modell PK 1 angelehntes Sondermodell für die Bundeswehr[121]. Wie in Abbildung 152 zu sehen befand sich das Gerät in einem stabilen Metallkasten mit den Maßen 60 x 40 x 25 cm. Das Gesamtgewicht betrug etwa 20 kg. Anstelle einer 2,5 Liter Sauerstoffflasche wurde hier eine 5 Liter Sauerstoffflasche verwendet.
Bei einer Füllung auf 200 kp/ cm^2 entsprach dies einem Sauerstoffvorrat von 1000 Litern. Neben der Standardausstattung der zivilen Modellreihe befand sich im Transportkasten eine Dose mit Reserve-Dichtringen und Reserve-Ventilplättchen und ein Adapter zum Anschluss des Gerätes an Sauerstofflaschen, die mit einem in der NATO eingeführten „PIN-INDEX-Ventil“ ausgestattet waren [96, 117].

Sonderanfertigungen

Neben den zuvor genannten Serienmodellen gab es mit weiterer Verbreitung des Pulmotors auch Sonderanfertigungen für die Transport- und Rettungsmedizin. Diese bestanden zumeist aus wandmontierten Pulmotor-Verteilerstücken, an denen neben Absauge- und Inhalationsvorrichtung ein bis mehrere Pulmotordosen angebracht waren. Ausgestattet waren hiermit diverse Rettungsfahrzeuge, Schiffe bis hin zu einem 1957 in Betrieb genommenen Operationswagen der Chirurgischen Universitätsklinik Heidelberg [147].
Aufsehenerregend war eine mit einem „Poliomat“ ausgestattete Boeing 707 der Lufthansa. Diese im Linienverkehr eingesetzte Maschine wurde 1960 im Auftrag des Auswärtigen Amtes erfolgreich für den Rücktransport eines an Poliomyelitis erkrankten Technikers vom Sao Paulo nach Hamburg verwendet [147]. Die Abbildungen 153 und 154 zeigen den im Innenraum dieser Maschine eingebauten Beatmungsplatz.

[121] Die Tatsache, dass der Pulmotor zur damaligen Standardausrüstung der Bundeswehr-Sanitätseinheiten gehörte, unterstreicht seine enorme Bedeutung unter den Notfallbeatmungsgeräten.



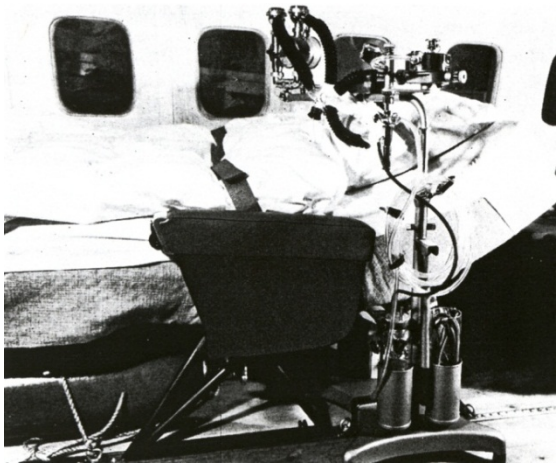


Abb. 153 und 154: Ansicht des Poliomat-Beatmungsplatzes in einer Boeing 707, 1960 [147]

III.5.4 Weitere auf der Pulmotordose M 6900 basierende Beatmungsgeräte

Poliomat (1952)

Der Poliomat (siehe Abb. 155) wurde in Reaktion auf die Polioepidemie 1952 in Kopenhagen entwickelt und Ende 1952 der Öffentlichkeit vorgestellt [177]. Die bis dato eingesetzten „Eisernen Lungen“ waren dem Massenanfall von ateminsuffizienten Patienten mit spinobulbärer Poliomyelitis weder aus ökonomischer noch aus medizinischer Sicht gewachsen. So waren sie zu unhandlich, zu teuer und kurzfristig nicht in großer Stückzahl zu beschaffen [177]. Außerdem zeigten sie ebenso wie die Cuirass-Respiratoren hinsichtlich Ventilationsleistung und Airway-Management keine zufriedenstellenden Ergebnisse in der Therapie der Poliomyelitispatienten. Viele der in Tank- und Cuirass Respiratoren behandelten Poliopatienten verstarben an den Folgen von Hypoxie und respiratorischer Azidose, aggraviert durch die Folgen häufiger Aspirationen

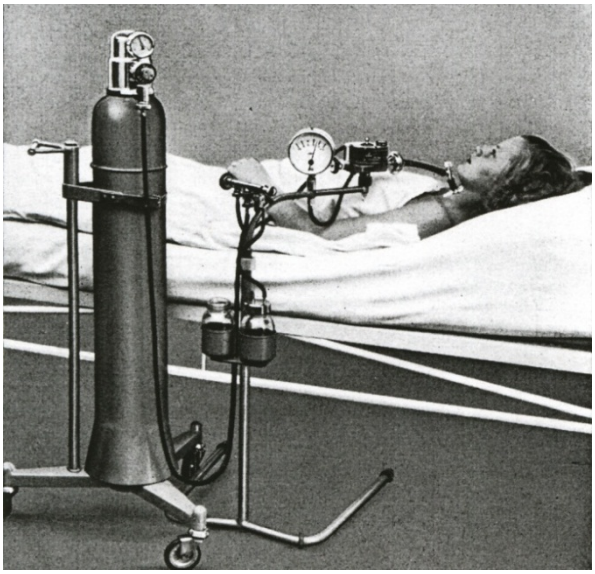


Abb. 155: Dräger „Poliomat“, 1952 [175]

von Mageninhalt [6, 95, 257, 421]. Nicht zuletzt war die Pflege der Patienten in den druckdichten Kammern sehr schwierig und der Platzbedarf der Geräte erheblich [169].

Die schnell herzustellenden, in Anschaffung und Betrieb günstigen Poliomate zeigten sich hier, wie zuvor der im Oktober 1951 in Schweden vorgestellte Engström-Respirator[122], nicht zuletzt durch ihre suffiziente Überdruckbeatmung den Tank-Respiratoren überlegen [161, 177].

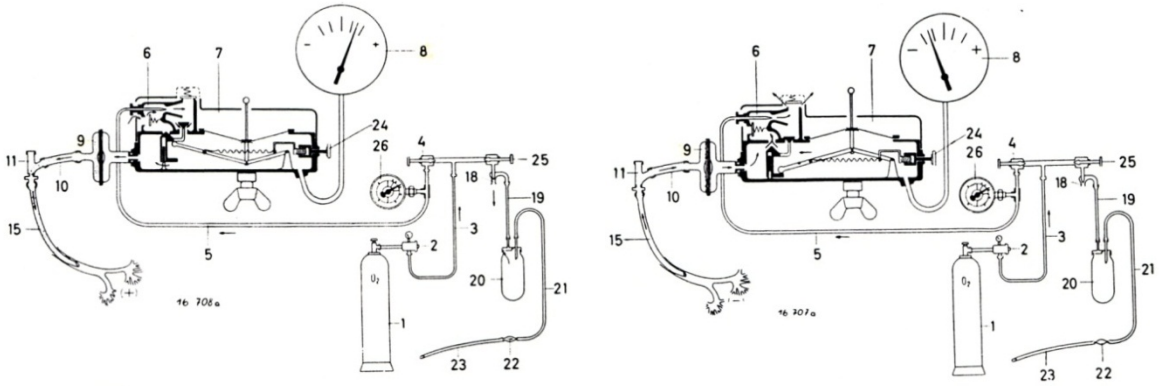


Abb. 156: Schematische Darstellung, Dräger „Poliomat“ in Inspirationsstellung und Exspirationsstellung, 1952 [175]

Der Poliomat war ein druckgesteuertes Beatmungsgerät, das der Langzeitbeatmung diente und an eine Tracheotomiekanüle oder einen Endotrachealtubus angeschlossen wurde [169]. Das Atemzeitverhältnis von 1:1,3 war fest eingestellt. Das Gerät bestand aus einer modifizierten Pulmotor-Umschaltdose mit dazugehöriger Sekret-Absaugevorrichtung. Beides war an einem Stativ angebracht und wurde mit einer fahrbaren Sauerstoffflasche oder der zentralen Sauerstoffversorgung konnektiert.

Wie anhand der schematischen Darstellung 156 ersichtlich, unterschied sich die Poliomat-Umschaltdose in drei Punkten von der Pulmotor-Umschaltdose, wodurch

[122] Der von dem Schwedischen Mediziner Carl-Gunnar Engström (1912-1987) entwickelte „Engström Respirator“ wurde der „Swedish Medical Association“ am 16. Oktober 1951 vorgestellt. Engström entwickelte sein Beatmungsgerät unter dem Eindruck der Poliomyelitis Epidemien in Schweden zwischen 1949 und 1950. Bereits vor Ibsen hatte Engström festgestellt, dass ateminsuffiziente Poliomyelitispatienten von den damals marktüblichen Cuirass Respiratoren in fataler Weise hypoventiliert wurden, sodass sie häufig an den Folgen dieser Hypoventilation – Hypoxie und Hyperkapnie – verstarben. Engströms Respirator vereinte intermittierende Überdruckbeatmung (IPPV) mit einer aktiv unterstützten Exspiration. Diese aktive Exspiration erfolgte durch mechanische Kompression der unteren Thoraxhälfte über einen rhythmisch aufblasbaren Gürtel, ähnlich dem „Bragg-Paul Pulsator“ von 1934. Alternativ konnte die Exspiration des Patienten auch über eine Venturi Düse unterstützt werden, die einen Unterdruck auf die Lunge des Patienten ausübte und den Respirator somit in ein Wechseldruck-Beatmungsgerät verwandelte. In dieser Ausführung entsprach der Engström Respirator dem Funktionsumfang des „Dräger Poliomat“, war aber deutlich größer, schwerer und komplizierter in Aufbau und Handhabung [161].

eine Anpassung der Beatmungsparameter an den jeweiligen Patienten erreicht werden konnte.

So war das Entnahmeventil (4), welches über einen Druckschlauch (5) zur Umschaltdose führte, regelbar und erlaubte auf diese Weise die Einstellung des Atemminutenvolumens. Kontrolliert wurde der eingestellte Wert an einem „*Mengenmesser*“ (26) [175]. Hierbei handelte es sich um ein modifiziertes „*Spirometer*“, das sich zwischen Regelventil (4) und Druckschlauch befand (siehe Abb. 157) [175].

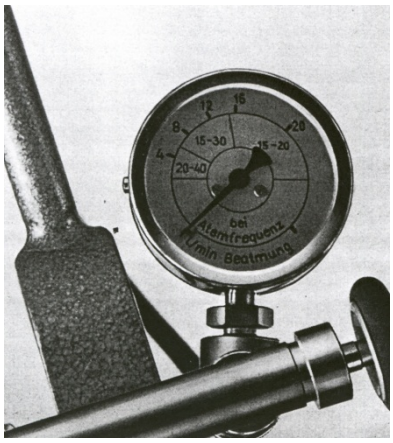


Abb. 157: „*Mengenmesser*“ des „Poliomat“ zur Bestimmung des Atemminutenvolumens, 1952 [175]

Des Weiteren konnte der während der künstlichen Beatmung in Umschaltdose und Lungen vorherrschende Druck manometrisch an einem „*Atemdruckmesser*“ (8) abgelesen werden [175]. Dieser war neben der Umschaltdose am Stativ angebracht und über einen Druckschlauch mit dem unteren Raum der Umschaltdose verbunden [175].

Außerdem war es nun möglich, die Beatmungsfrequenz mit einem Regelhandrad (24) an der Seite der Umschaltdose zu regulieren. Dies erfolgte allerdings indirekt über die Veränderung der Umschaltdrücke: Durch Heraus- oder Hereindrehen des Regelhandrades wurde die Vorspannung der Umschaltfeder, die über einen Doppelhebelmechanismus mit der Umsteuermembran verbunden war, erhöht bzw. erniedrigt. Dadurch ergaben sich höhere bzw. niedrigere Umschaltdrücke und folglich niedrigere bzw. höhere Beatmungsfrequenzen bei gleichbleibendem Atemminutenvolumen [175].

Da die Langzeitbeatmung in den fünfziger Jahren fast ausschließlich über eine Tracheotomiekanüle erfolgte, fehlte die natürliche Anfeuchtung der Atemgase durch die Schleimhäute der oberen Luftwege. Zur Anfeuchtung des Atemgases befand sich daher beim Poliomat ein kleiner Feuchtigkeitskondensator (9) zwischen Umschaltdose und Intratrachealkatheter (15). Dieser von Dräger Grubenrettungsgeräten her bekannte Atemluftanfeuchter (Patentschrift Nr. 1169615; eingereicht 27.08.1954; patentiert 06.05.1964) bestand aus einer kleinen Metalldose, in der sich Nickelsiebe befanden, auf denen während der Ausatmung die Feuchtigkeit der

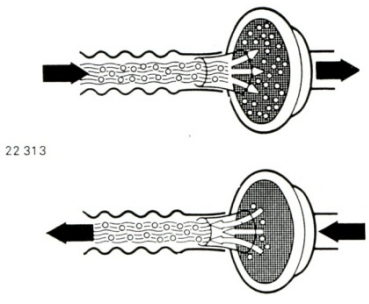


Abb. 158: Wirkungsweise des Dräger Atemluftanfeuchters [177]

Exspirationsluft kondensierte (siehe Abb. 158) [126, 177]. Dieses Wasser wurde durch das trockene Inspirationsgas wieder aufgenommen, wodurch eine relative Feuchte von etwa 90% erreicht wurde [175].

Poliomat: Kompressor für Beatmungsgeräte

Da der Gasverbrauch beim Betreiben des Poliomaten mit Sauerstoff recht hoch und damit auch kostenintensiv war, entwickelte Dräger zusätzlich einen „*Kompressor für Beatmungsgeräte*“ [175]. Dieser in Abbildung 159 zu sehende Apparat verdichtete Raumluft zu Pressluft, welche dann für den Betrieb des Poliomaten und die Beatmung des Patienten verwendet wurde. War für den Patienten eine Sauerstoffversorgung über Raumluftniveau nötig, konnte über eine Tülle an der Poliomat-Umschaltdose zusätzlich Sauerstoff während der Ansaugphase in das System eingeleitet werden. Hierbei genügten 2 bis 3 l/min Sauerstoffffluss, um ein 40%iges Sauerstoffgemisch zu erzeugen. Hierdurch konnten die laufenden Kosten für den Betrieb von Poliomaten wesentlich verbilligt werden, zumal mit einem Kompressor drei Poliomate gleichzeitig betrieben werden konnten [175].

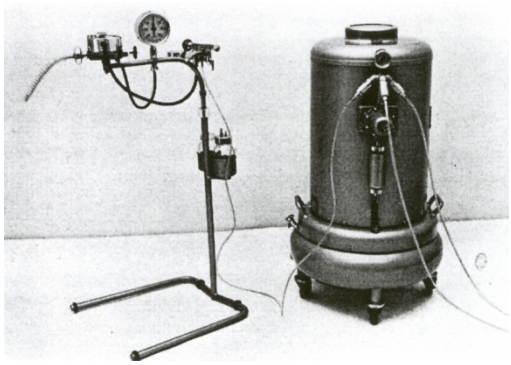


Abb. 159: Kompressor für Beatmungsgeräte am Poliomat [175]

Mit Entwicklung und Einsatz des „Kompressors für Beatmungsgeräte“ änderte sich erstmals ein Prinzip in der Pulmotorbeatmung: Antriebskraft und Therapeutikum wurden voneinander getrennt. Initial waren Therapeutikum und Antriebskraft des Beatmungsgeräts identisch, es wurde unter Hochdruck gespeicherter Sauerstoff verwendet. Um dieses teure Medikament möglichst sparsam zu verwenden, wurde der Sauerstoff mit Umgebungsluft vermischt, die von einem Injektor mit angesaugt wurde. Dieses Vorgehen war für den Notfall außerhalb der Klinik ideal. Auf einen zusätzlichen Energielieferanten für den Antrieb des Beatmungsgerätes, wie anfangs in Form eines Uhrwerks vorgesehen, konnte platz- und gewichtsparend verzichtet werden. Im Rahmen der Polioepidemien änderte sich die Lage. Jetzt war es vor allem wichtig, die Kosten zu senken, um der Vielzahl der Beatmungspflichtigen auch wirklich Herr zu werden.

Zweischlauch-Poliomat (1953)

Eine Weiterentwicklung des „Poliomat“ war der sogenannte „Zweischlauch-Poliomat“. Im Umschaltmechanismus identisch unterschied sich er sich vom vorherigen „Poliomat“ in mehreren Punkten [175].

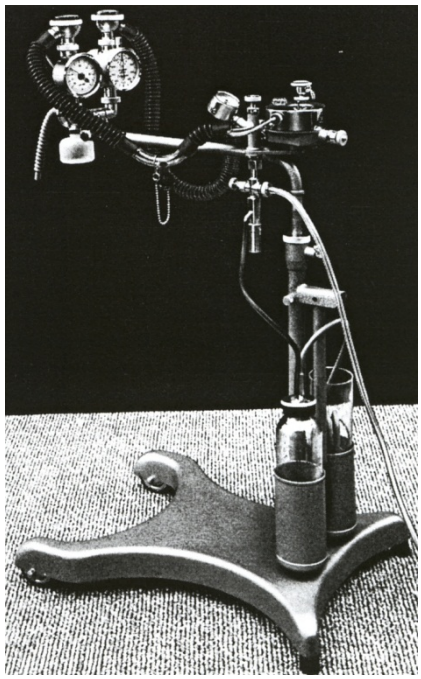


Abb. 160: Dräger „Zweischlauch-Poliomat“, 1952 [175]

So waren die Umschaltdrücke von +20 cm WS auf +24 cm WS erhöht worden. Außerdem konnten an den „Zweischlauch-Poliomat“ nun zwei Sauerstoffflaschen angeschlossen werden, sodass nun ohne Unterbrechung der Beatmung beim Leerwerden der einen auf die volle zweite Flasche umgeschaltet werden konnte[123]. Der wesentliche und namensgebende Unterschied des „Zweischlauch-Poliomat“ bestand in den getrennten Atemschläuchen für In- und Exspiration, die es erlaubten, die Umschaltdose entfernt vom Patienten am Stativ unterbringen zu können (siehe Abb. 160 und 162). Ein Gewinn an Komfort für den Patienten, zumindest in Hinblick auf eine mögliche Belästigung durch die Geräuschkulisse der Umschaltvorgänge. Die In- und Exspirationsventile befanden sich hierbei am Abgangsschlauch in direkter Nähe zum Patienten, wodurch eine zu große Totraumventilation aufgrund der Zweischlauch-Konstruktion vermieden wurde [175].

Ein weiterer Vorteil des Zweischlauchsystems war das patientennah im Exspirationsschenkel – zwischen Exspirationsventil und Exspirationsschlauch – angebrachte „*Volumeter*“, welches die Bestimmung des Atemhubvolumens ermöglichte (siehe Abb. 161) [175]. Bei der Vorstellung des neuen Beatmungsgeräts wurde von Dräger ausdrücklich auf die durchdachte Anordnung des Volumeters im Atemkreislauf des



Abb. 161: Volumeter im Exspirationsschenkel des Zweischlauch-Poliomat [175]

[123] Eine „zentrale Gasversorgungsanlage“ war Ende der fünfziger Jahre in Deutschland noch nicht üblich. Dementsprechend häufig mussten die Sauerstoff- und Druckgasflaschen der Beatmungsgeräte gewechselt werden.

Geräts hingewiesen: Durch dessen Positionierung im Exspirationsschenkel konnte die Eigenelastizität der Atemschläuche umgangen werden, welche bei höheren Beatmungsdrücken zu einem „Versacken“ von Atemgas im Inspirationsschlauch führen konnte. Bei der alternativen Positionierung des Volumeters im Inspirationsschenkel konnte dieses Phänomen zu einer falsch hohen Anzeige des Atemhubvolumens führen, wobei das tatsächlich abgegebene Hubvolumen nach Angaben von Dräger über 50 ccm niedriger war als angezeigt [175].

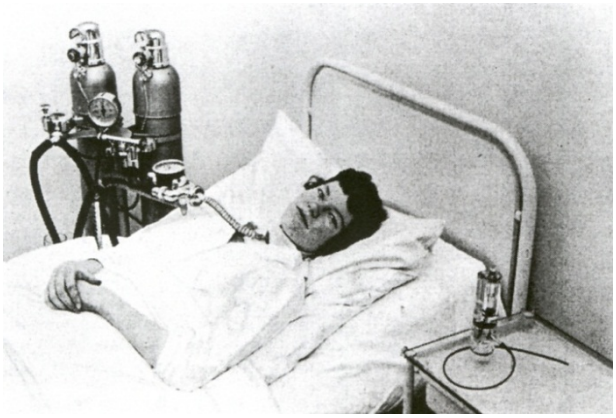


Abb. 162: Dräger „Zweischlauch-Poliomat“, 1952 [175]

Während diese Abweichung bei der Beatmung von Erwachsenen mit relativ hohem Hubvolumen und niedriger Frequenz keine schwerwiegenden Folgen hatte, konnte dieser Fehler vor allem bei Kleinkindern, die mit hohen Frequenzen und geringen Hubvolumina um 100 ccm beatmet wurden, zu einer permanenten Hypoventilation mit möglicherweise deletären Folgen führen. So würden bei einem am Volumeter eingestellten Hubvolumen von 100 ccm nur 50 ccm beim Kind ankommen, während die fehlenden 50 ccm in den Atemschläuchen versacken würden [175].

Pulmomat (1952)

Durch die zunehmende Anwendung von Curare zur intraoperativen Muskelrelaxierung in der Chirurgie gewann die künstliche Beatmung auch während der Narkose an Bedeutung [38, 82, 169]. Üblicherweise wurde bis dahin die Spontanatmung des Patienten aufrechterhalten oder allenfalls kurzfristig manuell mit dem Beatmungsbeutel des Narkosekreissystems beatmet [169]. Für aufwendige und langdauernde Narkosen fehlte jedoch ein automatisch arbeitendes Narkosebeatmungsgerät [169] was zur Entwicklung des Pulmomat im Jahre 1952 führte [38, 229].

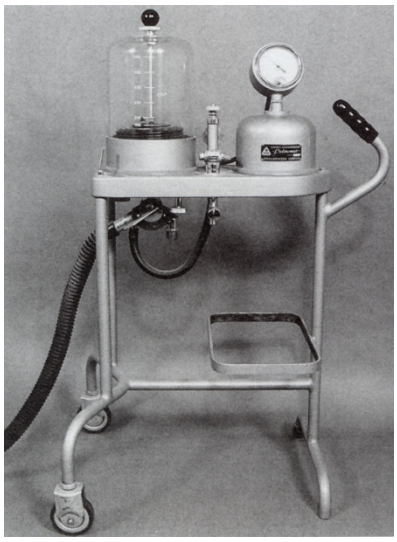


Abb. 163: Dräger Pulmomat von 1952, Werbefoto [38]

Der Pulmomat (Patentschrift Nr. 929637; eingereicht 11.11.1954; patentiert 02.06.1955) war das erste wirkliche automatische Narkosebeatmungsgerät der Firma Dräger und wurde als Zusatzgerät zu den Dräger-Kreislauf-Narkoseapparaten angeboten (siehe Abb. 163, 164, 165) [38, 82, 229]. Sein Einsatz stellte eine große Entlastungshilfe für den Anästhesisten dar, ersparte er ihm doch die – möglicherweise mehrstündige – Beatmung von Hand [38, 82, 169]. Dementsprechend gehörte er bald zur Standardausrüstung der Dräger-Narkoseapparate [229]. Mit geringfügigen Verbesserungen wie der Vergrößerung des Atemhubvolumens auf 1000 ml wurde der Pulmomat bis Ende der siebziger Jahre gebaut und verkauft [38, 229].

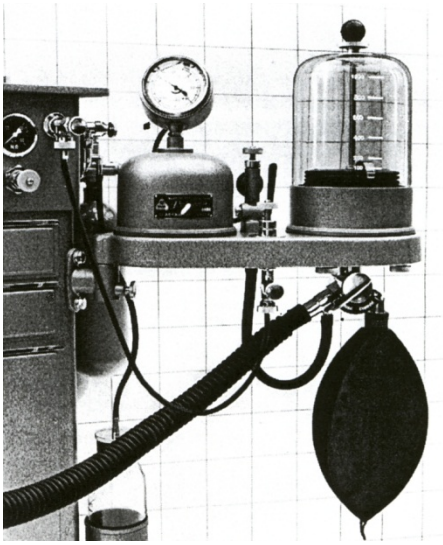


Abb. 164: „Pulmomat“ als Zusatzgerät am „Kreislauf-Narkose-Apparat Romulus“, 1953 [169]

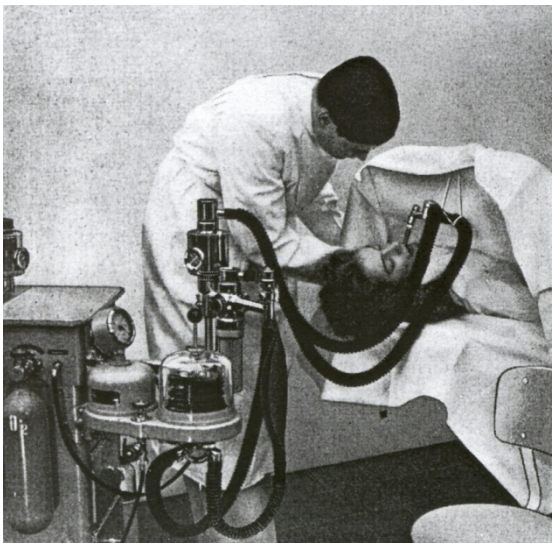


Abb. 165: automatische Beatmung mit dem „Pulmomat“ während einer Intubationsnarkose, 1952 [82]

Das aus Abbildung 166 ersichtliche Prinzip des Pulmomat beruhte auf der Trennung des Antriebs-Gaskreislaufs (hellgelb) von einem zweiten Gaskreislauf (orange), welcher der eigentlichen Beatmung und somit der Therapie des Patienten diente [169, 229]. Die Trennung dieser Gaskreisläufe erfolgte durch die Gummiwand eines Faltenbalgs (3), der sich unter einer druckdichten Plastikhaube (1) befand und in seinem Hubvolumen zwischen 100 und 700 ccm verstellt werden konnte (8). Der Antriebs-Gaskreislauf bestand aus einer druckgasgetriebenen, in ihrer Beatmungsfrequenz regelbaren (9) Umschaltdose M 6900 (7), die mit ihren Umschaltdrücken auf den Faltenbalg einwirkte und so Überdruck und Unterdruck im Narkosekreissystem (5) erzeugte. Dabei konnten die an die Lunge abgegebenen Beatmungsdrücke an einem in das Narkosekreissystem integrierten

Manometer (6) kontrolliert werden. Dieses Narkosekreissystem, welches den zweiten Gaskreislauf (orange) darstellte, wurde mit Sauerstoff und verschiedenen Narkosegasen gespeist [127, 169, 229].

Bei diesem Beatmungsgerät ersetzte die auf den Faltenbalg wirkende Umschaltdose also die Hand des Anästhesisten, welche rhythmisch auf den Beatmungsbeutel des Narkosekreissystems drückte [38, 177, 229]. Dabei konnte mit den von der Umschaltdose generierten Beatmungsdrücken ein genau definiertes, zuvor am Faltenbalg eingestelltes Hubvolumen in die Lungen des Patienten abgegeben werden [127]. Mit diesem im Pulmomat vereinten Prinzip gelang es Dräger auf einfache Weise, aus einem Narkosekreissystem und der auf dem Pulmotorprinzip basierenden, rein druckgesteuerten Umschaltdose ein druckgesteuertes und gleichzeitig volumenkontrolliertes Narkosebeatmungsgerät zu schaffen [169].

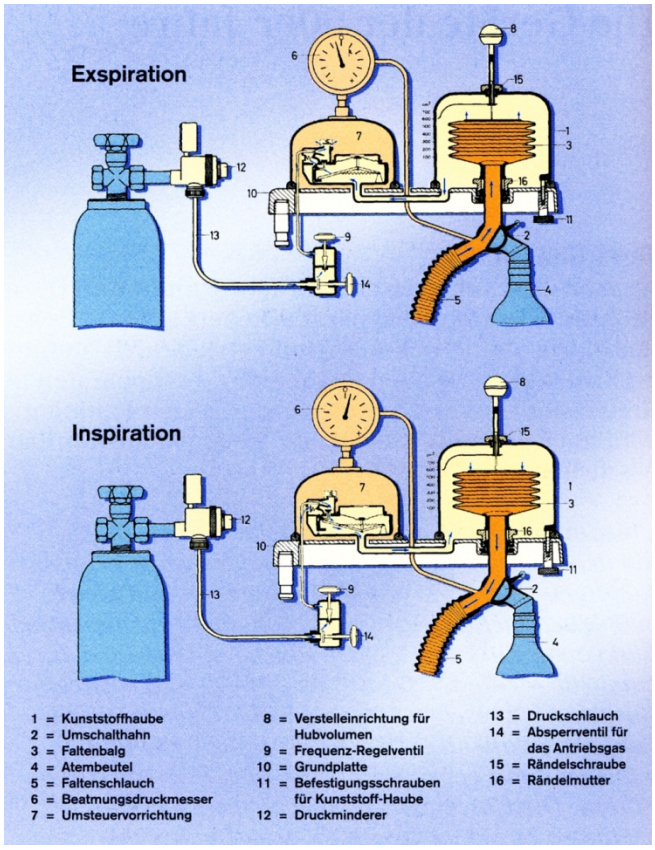


Abb. 166: Funktionsskizze des „Pulmomat“ mit Umschaltdose, 1952 [229]

Neben der genauen Volumenkontrolle bot der Pulmomat weitere Vorteile: Durch die Trennung der zwei Gaskreisläufe konnte anstelle des teuren Sauerstoffs kostengünstige, aus Raumluft gewonnene Druckluft als Antrieb der integrierten Umschaltdose verwendet werden. Außerdem kam es unter Beatmung mit dem Pulmomat zu keinerlei Narkosegasbelastung der Umgebung, da das Narkosegas nur im Kreissystem Verwendung fand. Zudem wurden durch diesen Umstand beträchtliche Mengen an teuren Narkosegasen eingespart, die unter direkter Beatmung beispielsweise mit einem Pulmotor oder Poliomat durch deren fehlende

Rückatmung (halboffene Bauweise) an die Umgebungsluft verloren gegangen wären[124].

Oxator (1952)

Der in Abbildung 167 dargestellte Oxator bot, angeschlossen an eine große, fahrbare Sauerstoffflasche, die gleichen Behandlungsmöglichkeiten wie der Pulmotor: Sauerstoffinhalation und -insufflation, Sekretabsaugung und künstliche Beatmung. Angeboten wurde er, in Hinblick auf die immer weiter steigenden Operationszahlen der Krankenhäuser, für die sogenannte „Frischoperierten-Station“, den heutigen „Aufwachraum“ [81]. Im Gegensatz zur Pulmotor-Reihe war das Atemminutenvolumen allerdings zwischen 6 und 16 l einstellbar [270].



Abb. 167 : Dräger „Oxator“ im Einsatz [81]

[124] Diese Nachteile der halboffenen Bauweise im Narkosebetrieb (hoher, kostenintensiver Narkosegasverbrauch und hohe Narkosegasbelastung der Umgebung) gereichten dem Takaoka Respirator, einem Konkurrenzprodukt der Dräger-Umschaltdosen-Baureihe mit sehr ähnlichem Funktionsprinzip, über lange Sicht zum Nachteil und führten dazu, dass dieses Gerät nicht mehr zur Narkosebeatmung verwendet wurde [359].

III.6 Die 3. Pulmotor-Generation: Serienproduktion ab 1964/65

III.6.1 Der neue Umschaltmechanismus



Abb. 168: Pulmotordose M 16460 im Einsatz in Lübeck, 1978 [78]

Die letzte Weiterentwicklungsstufe des Pulmotors wurde Anfang der 60er Jahre mit der Modellreihe „PK 60“, „PT 60“ und „PT 61“ vorgestellt [123, 124]. Sie wurde 1976 vom „Oxylog“, einem zeitgesteuerten, volumenkonstant arbeitenden Beatmungsgerät [140], abgelöst [17]. Allerdings wurde der Pulmotor, parallel zum

neu eingeführten Oxylog, noch bis Anfang der achtziger Jahre vertrieben und verwendet[125] [140, 141, 142].

Die Veränderungen bezogen sich hierbei wieder überwiegend auf die Beatmungseinheit: die neu überarbeitete Pulmotordose (siehe Abb. 168). Transportbehältnisse und Zubehör blieben nahezu unverändert. Auch in diesem Fall waren die Neuerungen das Ergebnis vieler an Dräger gerichteten Fragen und Wünsche. Triebfeder dieser Forderungen waren die Umstrukturierungen im Rettungswesen. Waren vormals überwiegen „Laienhelfer“ in Notfallsituationen außerhalb der Krankenhäuser tätig, so wurde diese Rolle immer mehr von speziell geschultem und vor allem ärztlichen Personal übernommen. Diese neue Gruppe von Anwendern hatte nicht nur ein fundierteres Wissen über atemphysiologische Zusammenhänge, sondern auch gesteigerte Anforderungen an ein Notfallbeatmungsgerät. Diese Anforderungen wurden bei der Konstruktion der neuen Pulmotor-Umschaltdose M 16460 berücksichtigt [270].

Die Pulmotor-Umschaltdose „M 16460“

Kernstück der neuen Pulmotor-Baureihe war die völlig neu konstruierte Pulmotor-Umschaltdose „M 16460“, bei der gegenüber dem Vorläufermodell nochmals Größe und Gewicht reduziert werden konnten (siehe Abb. 169 und 173). Am Funktionsprinzip des Umschaltmechanismus änderte sich durch die Neukonstruktion nichts. Dieses bestand weiterhin aus einer Gummimembran, deren druckgesteuerte Auslenkungen auf ein federbelastetes Kniehebelwerk einwirkten, dessen Bewegungen wiederum die zentrale Ventileinheit des Umschaltmechanismus steuerten [107].

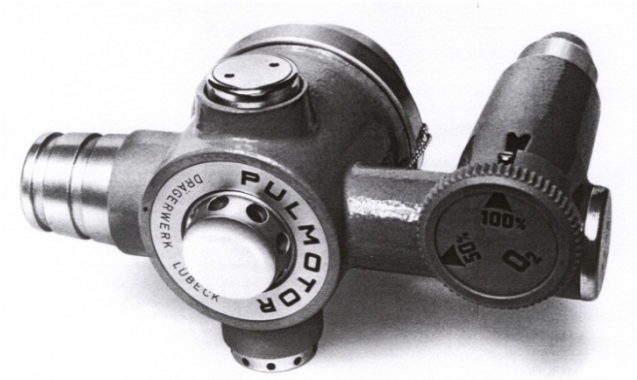


Abb. 169: Pulmotor-Umschaltdose M 16460.
Einstellung des Umschaltventils auf 100% O_2 [78].

[125] Wann genau die Produktion des Pulmotors auslief bleibt unklar. Allerdings belegen Werbeprospekte und Preislisten aus den 1980er Jahren, dass der Pulmotor noch bis mindestens Oktober 1983 im Handel war und gleichzeitig mit dem Oxylog vertrieben wurde [140, 141, 142].

Wie aus Abb. 170 ersichtlich, wies die neue Pulmotor-Dose allerdings eine komplett überarbeitete Luftführung auf, für die aufgrund geschickter räumlicher Anordnung deutlich weniger mechanisch bewegte Teile benötigt wurden als bei der alten Pulmotor-Dose M 6900. Anstelle der vier in einem Atemzyklus bewegten Ventilscheiben der alten Umschaltdose arbeitete im neuen Umschaltmechanismus nur noch eine einzige Ventilscheibe, die zugleich zwei Ventile bediente[126] [107]. Dementsprechend entfielen die starr miteinander verbundenen Ventilscheiben, welche abwechselnd die Saug- oder Druckseite des Injektors mit der Patientenlunge verbanden. Ebenso konnte auf die zwei federbelasteten Rückschlagventile der Umschaltdose M 6900 verzichtet werden, über welche die Saug- und Druckseite des Injektors mit der Außenluft in Verbindung standen. Dafür waren zwei Sicherheitsventile in die neue Pulmotor-Dose integriert worden, die für die Funktion des Umschaltmechanismus allerdings unerheblich waren. Diese Sicherheitsventile dienten dem Schutz der Lunge vor schädlichen positiven und negativen Druckspitzen, die zum Beispiel durch manuelles Festhalten des Umschaltknaufs hervorgerufen oder durch einen blockierten Umschaltmechanismus verursacht werden konnten.

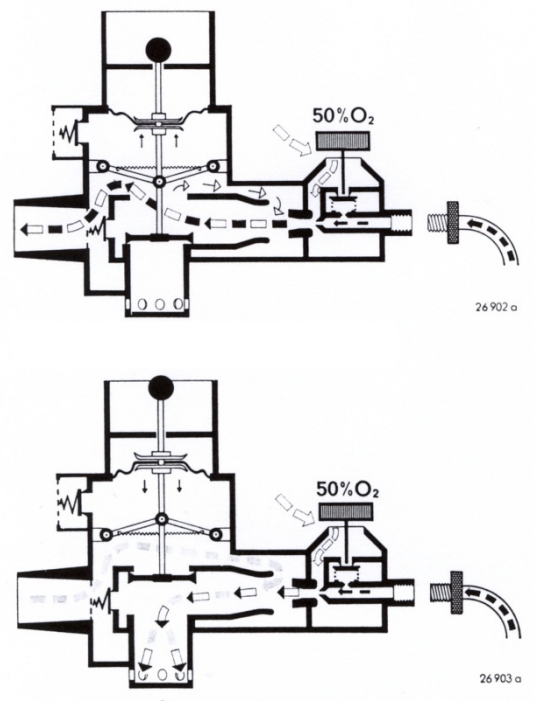


Abb. 170: Funktionsschema der Umschaltdose M 16460 bei Inspiration (oben) und Exspiration (unten). Einstellung des Umschaltventils auf 50% O_2 [107].

Die zweite wesentliche Neuerung bestand in der Möglichkeit, den Sauerstoffanteil der Beatmungsluft unter laufender Beatmung durch Betätigung eines Drehschalters an der Pulmotor-Dose von 50% O_2 auf 100% O_2 zu erhöhen [106, 270]. Mit dem Drehschalter wurde ein Umschaltventil (Deutsches Patent Nr. 1273133, eingereicht 22.11.1965) betätigt, dass sich zwischen Sauerstoffdruckleitung und Treibdüse des Injektors befand [123]. Diese Innovation wurde erst durch die zuvor beschriebene, neu gestaltete Luftführung ermöglicht, bei welcher die mit der Umgebungsluft kommunizierenden Rückschlagventile der

[126] Die Luftführung des neuen Umschaltmechanismus hatte große Ähnlichkeit mit der des 1961 patentierten Takaoka Respirators [359]. Wie bereits erörtert ist davon auszugehen, dass der Takaoka Respirator bei der Konstruktion der neuen Pulmotor-Dose M 16460 als Inspirationsquelle gedient hatte.

alten Pulmotor-Dose wegfielen. Auf diese Weise konnte die Durchmischung des Antriebssauerstoffs mit der Umgebungsluft bereits vor der Antriebsdüse des Injektors erfolgen. Hierzu wurde eine zweite Injektorstufe vor die Treibdüse des ersten Injektors geschaltet. Wie in Abb. 170 zu erkennen saugte die zweite Injektorstufe bei nach außen geöffnetem Umschaltventil (Drehschalter in Stellung „50% O_2“) Umgebungsluft an, wodurch sich der Sauerstoffanteil des Beatmungsgases auf 50% reduzierte [107, 123].

Durch Stellung des Drehschalters auf „100% O_2“ wurde das Umschaltventil zur Umgebung hin geschlossen und gleichzeitig eine Öffnung im Bereich der Treibdüse der zweiten Injektorstufe freigegeben (siehe Abb. 171). Über diese Öffnung konnte der durchströmende Sauerstoff austreten und von der Saugseite des Injektors wieder angesaugt werden [107, 123]. Auf diese Weise förderte die zweite Injektorstufe nur reinen Sauerstoff, der aus der zuführenden Sauerstoffdruckleitung stammte. Eine Ansaugung und Durchmischung mit Umgebungsluft fand nicht mehr statt [107, 123].

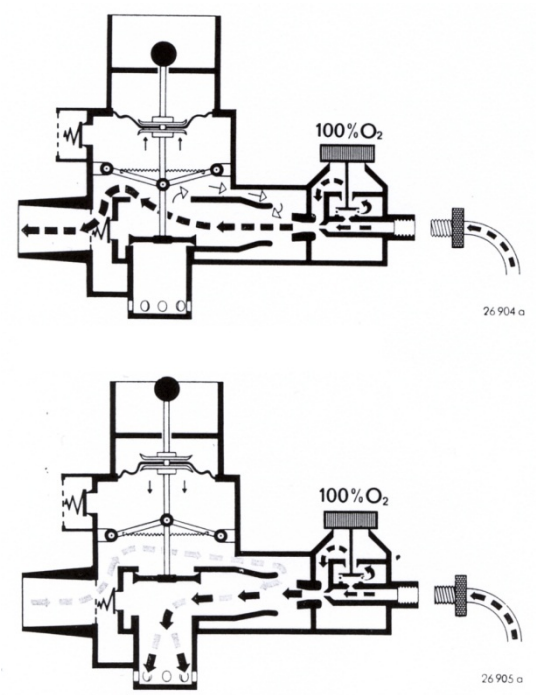


Abb. 171: Funktionsschema der Umschaltdose M 16460 bei Inspiration (oben) und Exspiration (unten). Einstellung des Umschaltventils auf 100% O_2 [107].

Dafür erhöhte sich der Sauerstoffverbrauch unter Beatmung mit 100% O_2 beträchtlich. Wurden unter Beatmung mit 50% O_2 je nach eingestelltem Atemminutenvolumen 5 bis 15 l/min Sauerstoff benötigt, erhöhte sich der Sauerstoffverbrauch unter Beatmung mit 100% O_2 auf 12 bis 35 l/min [106].

Da nach Umschaltung auf Beatmung mit 100% O_2 keine Umgebungsluft mehr angesaugt wurde, konnten Verunglückte erstmals auch in einer für die menschliche Atmung nicht geeigneten Umgebungsluft beatmet werden. Außerdem wurde die Beatmung mit 100% O_2 unter anderem für Vergiftungen mit Kohlenmonoxid oder Schädlingsbekämpfungsmittel wie E 605 gefordert, um eine höhere O_2-Bindung zu erreichen [106, 123].

Die neue Umschaltdose arbeitete mit Umschaltdrücken von +20 mbar für die Einatmung und –10 mbar für die Ausatmung, wobei die Werkstoleranzen für die Umschaltdrücke zwischen +16 und +22 mbar auf der positiven, bzw. zwischen –6 bis –12 mbar auf der negativen Seite lagen [121].
Wie auch bei der alten Umschaltdose konnte der Beatmungsrhythmus mit Hilfe des Umschaltknopfes manuell beeinflusst werden. Wurde dieser Umschaltknopf in Inspirationsstellung festgehalten, konnten bei voll geöffnetem Feinregelventil des Verteilerstücks Umschaltdrücke von bis zu +50 mbar aufgebaut werden. Bei Fixierung des Umschaltknopfes während der Exspiration konnten bis zu –40 mbar erreicht werden. Dabei war es gleichgültig, ob die Pulmotordose M 16460 auf 50% oder 100% O_2 eingestellt wurde [121].

Funktionsweise des neuen Pulmotors

Die Funktionsweise der neuen Pulmotor-Baureihe „PT 60“ entsprach überwiegend der Vorgänger-Baureihe „PT 1“. Die von Dräger vorgenommenen Änderungen betrafen neben der bereits erwähnten Umschaltdose „M 16460“ im Wesentlichen das Verteilerstück des Pulmotors. Wie in Abb. 172 zu erkennen war die Anzahl der Entnahmeventile des neuen Verteilerstücks von 3 auf 4 angestiegen. Diese zusätzliche Entnahmestelle sollte den Anschluss einer zusätzlichen Pulmotor-Dose ermöglichen. Zudem waren die Entnahmeventile nun als Feinregelventile (Modell „M 21448“) ausgebildet und erlaubten die stufenlose Dosierung der Sauerstoffmenge in Pulmotor-Dose, Inhalations- und Absaugevorrichtung [106, 107, 270].

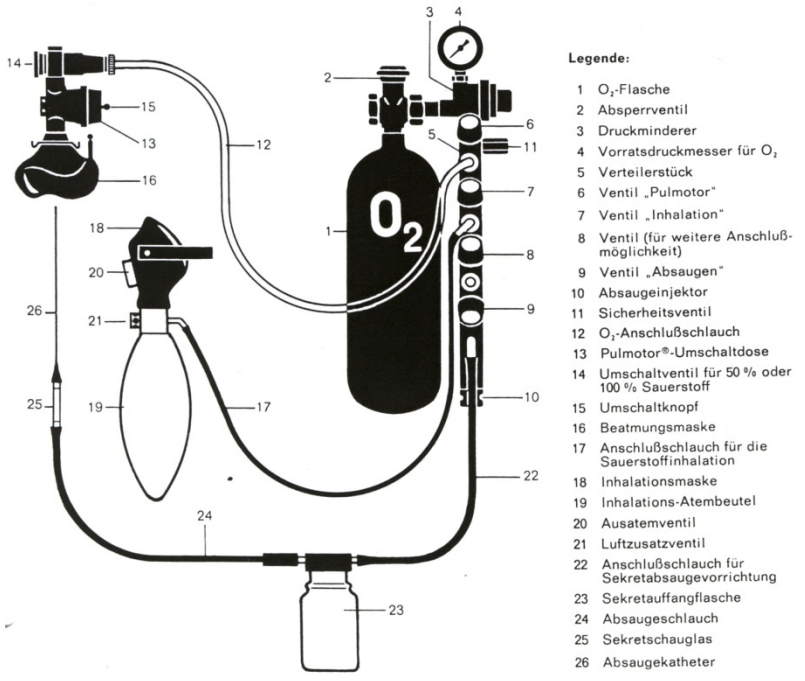


Abb. 172: Aufbau der Pulmotor-Baureihe „PT 60“, schematische Darstellung [107].

Dank des Feinregelventils war das Atemminutenvolumen der neuen Umschaltdose nun zwischen 5 und 15 l/min regelbar. Diese Veränderung erfolgte als Reaktion auf die häufig kritisierten Entnahmeventile des alten Verteilerstücks, die fest auf einen Sauerstoffdurchfluss von 8,5 l/min eingestellt waren [1, 106, 270]. Dieses für den durchschnittlichen Erwachsenen brauchbare Atemminutenvolumen konnte bei Kindern zur Hyperventilation führen [270].

Die vormals starre Inhalationsdosierung von 8,5 l/min konnte nun ebenfalls individuell geregelt und damit an den tatsächlichen Sauerstoffbedarf des Patienten angepasst werden. Dies ermöglichte zusätzliche Sauerstoffeinsparungen [270].

Auch die Sekret-Absaugevorrichtung war nun durch ein vorgeschaltetes Feinregelventil in ihrer Saugstärke regulierbar. Dabei erzeugte der Absauge-Injektor einen maximalen Unterdruck von –900 mbar [108], was einen Sauerstoffverbrauch von bis zu 24 l/min zur Folge hatte [106].



Abb. 173: künstliche Beatmung mit dem Pulmotor PT 60 in einem Lübecker Schwimmbad, 1981 [142]

III.6.2 Modellvarianten der Baureihe „PT 60“

Pulmotor „PT 60”

Bei dem Modell „PT 60“ handelte es sich um ein rückentragbares Gerät im Leichtmetalltornister. Der Tornister beherbergte im Gegensatz zum Vorgängermodell „PT 1“ standardmäßig 2 Sauerstoffflaschen von je 2,5 Liter Rauminhalt (siehe Abb. 174), die bis maximal 200 kp/cm^2 befüllt werden konnten. Dies entsprach einem Sauerstoffvorrat von 1000 Litern. Das Gewicht mit Standardzubehör betrug 18,8 Kg [106].

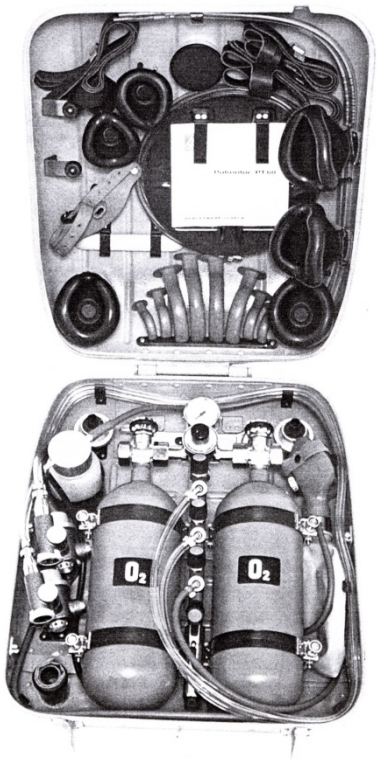


Abb. 174: Pulmotor „PT 60“ mit vollständigem Zubehör und zweiter Umschaldose [106].

Pulmotor „PT 61“



Das Modell „PT 61“ enthielt nur eine Sauerstoffflasche mit 2,5 Liter Rauminhalt (siehe Abb. 175). Bei einer Füllung auf 200 kp/cm^2 stand ein Sauerstoffvorrat von 500 Litern zur Verfügung. Das Gewicht mit Standardzubehör betrug 14,2 Kg [106]. Alle übrigen Ausstattungsdetails entsprachen dem Modell „PT 60“.

Abb. 175: Pulmotor „PT 61“ mit im Lieferumfang enthaltenen Zubehör [106].

Pulmotor „PK 60”



Abb. 176: Pulmotor „PK 60“ mit kompletter Zubehörausrüstung [106].

Das Modell „PK 60“ war in einem Holzkoffer mit den Maßen 61x40x20 cm untergebracht (siehe Abb. 176). Es wurde vor allem für Unfallwagen und Sanitätsräume empfohlen, in denen sich der Koffer besser lagern und transportieren ließ. Dieser Kofferpulmotor beherbergte eine Umschaltdose, die von einer Sauerstoffflasche mit 2,5 Liter Rauminhalt versorgt wird. Bei einer Füllung auf 200 kp/cm^2 stand somit ein Sauerstoffvorrat von 500 Litern zur Verfügung. Das Gewicht mit Standardzubehör betrug 18 Kg [106].

Lieferumfang der Baureihe „PT 60“

Der normale Lieferumfang (siehe Abb. 177) umfasste außer den Sauerstoffflaschen und den Halterungen folgende Teile:

- Druckminderer mit Druckmesser
- Verteilerstück mit Anschlussmöglichkeiten und Ventilen für 2 Beatmungseinrichtungen, 1 Sauerstoffinhalationseinrichtung, 1 Sekret-Absaugevorrichtung
- 1 Beatmungseinrichtung mit Pulmotor-Umschaltdose M 16460 und Anschlussschlauch
- 1 Sauerstoffinhalationseinrichtung mit Maske und Verbindungsschlauch
- 1 Sekret-Absaugevorrichtung mit Absauge-Injektor,



Abb. 177: Lieferumfang des Pulmotor „PT 60“ [106].

Verbindungsschlauch, Sekretauffangflasche, Absaugschlauch, Sekretschauglas und Absaugkatheter

- 1 Gesichtsmaske Größe 3 für Erwachsene
- 1 Kopfband (groß) zum Befestigen der Gesichtsmaske
- 1 Mundöffner
- 1 Prüfbeutel
- 1 Schraubenschlüssel

Im Leichtmetalltornister und im Holzkoffer waren zudem Halterungen für insgesamt 2 Pulmotor-Umschaltdosen, 6 Gesichtsmasken, 8 Oropharyngealtuben, 3 Kopfbänder, 1 Mundöffner, 1 Orotubus, 2 Beatmungsventile zur Ausschaltung der negativen Phase, 1 Anschlussschlauch (10 m) sowie für mehrere Absaugkatheter vorhanden [106].

Sonderzubehör: „Beatmungsventil zur Ausschaltung der Negativphase“

Ein Novum in der Pulmotorgeschichte war das Beatmungsventil zur Ausschaltung der Negativphase „M 16568“ (siehe Abb. 178). Es wurde am 17. Januar 1964 unter dem Namen „*Beatmungsgerät*“ beim Deutschen Patentamt zum Patent angemeldet. Die Anmeldung der Patentschrift mit der Nummer 1271900 erfolgte durch das „*Drägerwerk, Heinrich & Bernhard Dräger*“ [124]. Mit diesem als Sonderzubehör vertriebenen Ventil war es erstmals möglich, mit dem Pulmotor eine reine Überdruckbeatmung ohne exspiratorische Unterdruckphase durchzuführen. Dazu wurde das Beatmungsventil zwischen Umschaltdose und Beatmungsmaske platziert, wo es dafür sorgte, dass während der Exspirationsphase kein negativer Druck aufgebaut wurde.

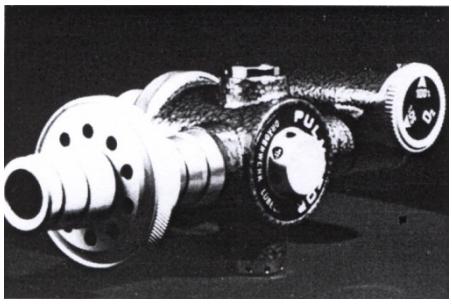


Abb. 178: Umschaltdose „M 16460“ mit angesetztem Ventil zur Ausschaltung der Negativphase „M 16568“ [106].

Diese erstmalige Abkehr von der bis dahin bei Dräger ausschließlich propagierten Wechseldruckbeatmung spiegelte die damalige Lehrmeinung wieder, die zunehmend auch die Nachteile einer solchen Beatmungsform sah. Insbesondere bei Vergiftungsfällen durch toxische oder ätzende Gase wurde durch die Wechseldruckbeatmung die beschleunigte Ausbildung eines Lungenödems

befürchtet [78, 124, 268]. Trotzdem war diese reine Überdruckbeatmung nur für spezielle Einsatzfälle gedacht. Der Standardfall der Pulmotore blieb weiterhin die Wechseldruckbeatmung.

Anhand der Abbildung 179 lässt sich die Funktionsweise des Ventils zur Ausschaltung der Negativphase nachvollziehen. Im Inneren des Ventilgehäuses befand sich eine ringförmige Gummimembran, die zwischen der Innenseite des Gehäuses und dem zur Lunge führenden Stutzen befestigt war. Im Zentrum des Ventils befand sich eine gewölbte Metallscheibe, deren konkave Seite auf die Ringmembran ausgerichtet war.

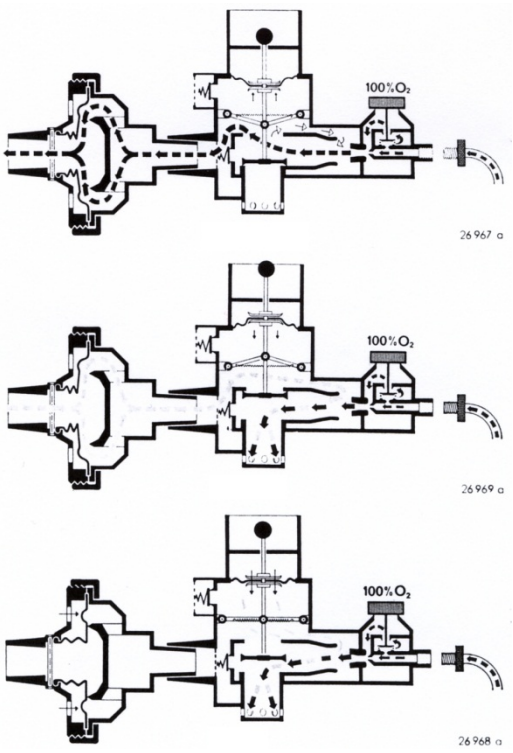


Abb. 179: Umschaltdose „M 16460“ mit angesetztem Ventil zur Ausschaltung der Negativphase „M 16568“ [107].

In der Inspirationsphase des Pulmotors, wenn im Inneren des Ventils ein Überdruck herrschte, wölbte sich die Ringmembran gegen die Umgebung vor und gab eine Passage zwischen Metallscheibe und Gehäusewand frei. So konnte das Atemgas das Ventil frei passieren (Abb. 179, obere Zeichnung). Schaltete die Pulmotor-Dose auf Exspiration um, passierte das Atemgas das Ventil in entgegengesetzter Richtung (Abb. 179, mittlere Zeichnung). Sobald der Druck im Inneren des Ventilgehäuses unter den atmosphärischen Druck sank, legte sich die Ringmembran dem Rand der Metallscheibe an und verschloss auf diese Weise die Passage der Atemluft durch das Ventil (Abb. 179, untere Zeichnung). Dies geschah zum Ende der Exspirationsphase [107, 124]. Der durch den Injektor der Pulmotor-Dose aufgebaute Unterdruck konnte nun nicht mehr auf die Lunge einwirken. Nur innerhalb der Umschaltdose entstand weiterhin ein subatmosphärischer Druck, bis der Umschaltmechanismus erneut auf Inspiration umschaltete.

Krankenwagen-Pulmotor (M 23720)

Der in den Abbildungen 180 und 181 dargestellte Krankenwagen-Pulmotor bestand aus der neuen Pulmotor-Umschaltdose „M 16460“ mit drei Beatmungsmasken der Größen 1 bis 3, der Sekret-Absaugevorrichtung, der Inhalationseinrichtung und einer 1-l-O_2-Flasche. Das gesamte System war auf einer Trageplatte vormontiert, die mit einem Handgriff von der entsprechenden Halterung im Krankenwagen gehoben werden konnte [78]. Mit der 1-l-O_2-Flasche stand bei einem Fülldruck von 200 kp/cm^2 ein Sauerstoffvorrat von 200 Litern zur Verfügung. Das Gewicht mit Standardzubehör betrug 9,37 Kg [108]. Im Fahrzeug selbst wurde der Krankenwagen-Pulmotor mittels Schnellkupplung über dort installierte 5- oder 11-l-O_2-Flaschen betrieben. Die kleine 1-l-O_2-Flasche diente nur der unmittelbaren Versorgung außerhalb des Krankenwagens oder dem kurzfristigen Transport [78]. Neben Einsatzfahrzeugen in der Notfallmedizin kam der Pulmotor auf Trageplatte auch im Rettungshubschrauber zum Einsatz [78, 108].

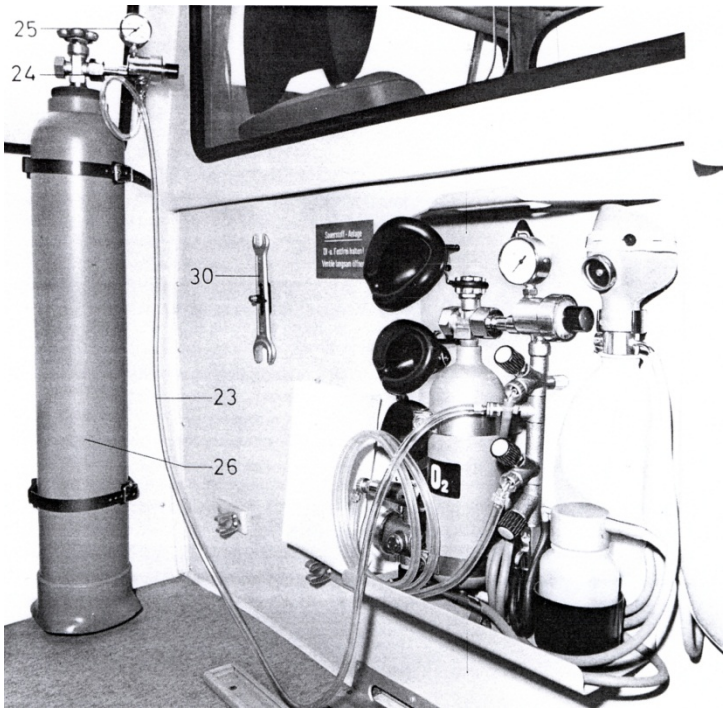


Abb. 180: Krankenwagen-Pulmotor „M 23720“, angeschlossen an die bordeigene Sauerstoffflasche [108].

Was ist was?

beim Krankenwagen-Pulmotor®

1 Halter
2 O_2-Druckminderer
3 O_2-Flasche 1 Ltr.
4 Absperrventil
5 Verteilerstück
6 Kupplung für externe O_2-Versorgung
7 Ventil „Inhalation"
8 Ventil „Pulmotor"
9 Ventil „Absaugen"
10 Absaugeejektor
11 Inhalationsmaske
12 Ausatemventil
13 Luftzusatzventil
14 Inhalations-Atembeutel
15 Pulmotor®-Umschaltdose
16 Umschaltventil für 50 % oder 100 % O_2
17 Sekretauffangflasche
18 Anschlußschlauch für Sekretabsaugung
19 Absaugeschlauch
20 Sekretschauglas
21 O_2-Anschlußschlauch für Pulmotor®
22 Anschlußschlauch für Inhalation
23 O_2-Anschlußschlauch (Sonderzubehör) (Abb. 2)
24 O_2-Druckminderer (Sonderzubehör) (Abb. 2)
25 Vorratsdruckmesser für O_2
26 O_2-Flasche 11 Ltr. oder 5 Ltr. (Sonderzubehör) (Abb. 2)
27 Beatmungsmaske Gr. 3
28 Beatmungsmaske Gr. 2
29 Beatmungsmaske Gr. 1
30 Schraubenschlüssel (Abb. 2)

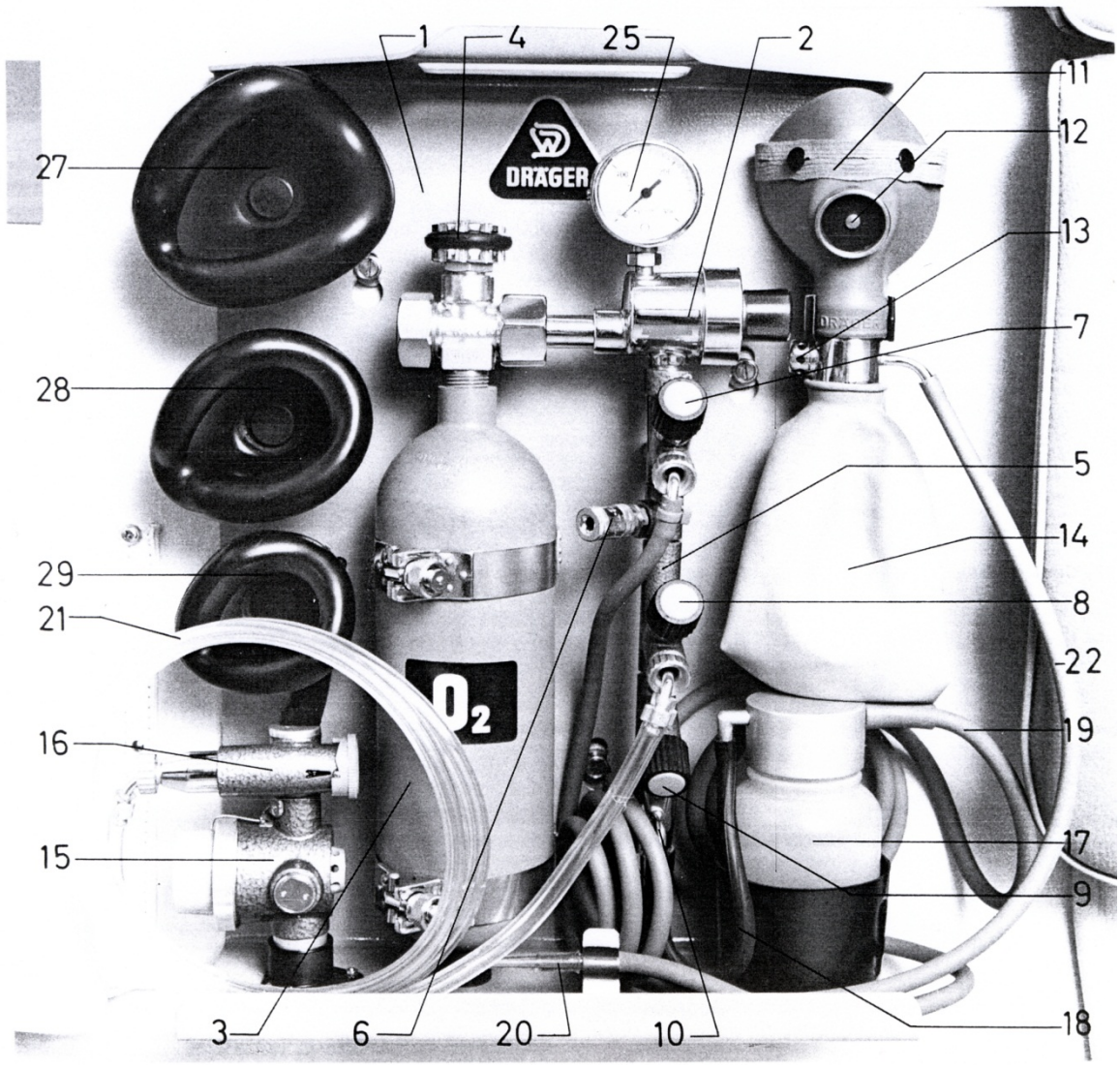


Abb. 181: Ausstattung des Krankenwagen-Pulmotors [108]

III.6.3 Weitere auf der Pulmotordose M 16460 basierende Beatmungsgeräte

Pulmomat 19.1

Automatischer Narkose-Beatmungsapparat für kontrollierte und assistierte Beatmung. Zusatzgerät in Verbindung mit einem Narkoseapparat [78].

Pulmomat 19 K.1

Automatischer Narkose-Beatmungsapparat für kontrollierte Beatmung. Zusatzgerät in Verbindung mit einem Narkoseapparat [78].

Pulmomat 19.3

Automatischer Narkose-Beatmungsapparat für kontrollierte und assistierte Beatmung. Zusatzgerät in Verbindung mit dem Dräger-Narkosegerät „Narkomix“ [78].

Pulmotordose System Seeler am Dräger Oxator

Ein Sondermodell der Pulmotordose M 16460 war die erstmals 1958 vorgestellte Pulmotor-Umschaltdose „System Seeler“ (siehe Abb. 182), die am Oxator betrieben wurde. Ohne zusätzliches Umschaltventil für die 100% O_2-Beatmung ausgestattet, ermöglichte sie eine Beatmung mit 40 bis 50% Sauerstoffanteil. Technisch abweichend konstruiert war der Inspirationsdruck bei dieser Umschaltdose über einen seitlich sitzenden Schieberegler zwischen 10 und 25 cm WS veränderbar. Auf diese Weise konnte über den Inspirationsdruck das Atemzugvolumen den individuellen

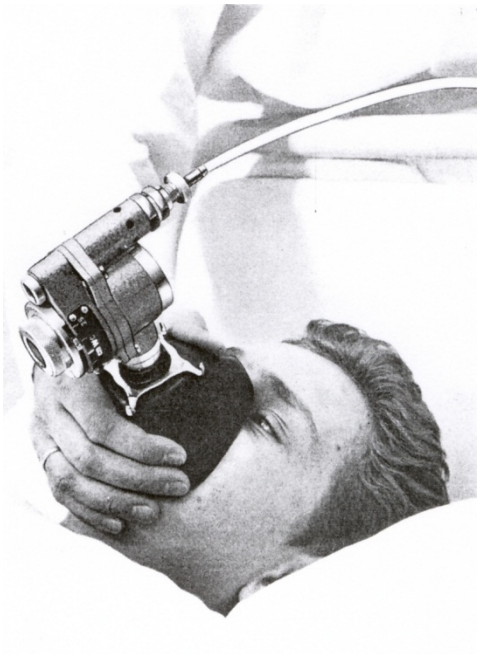


Abb. 182: Pulmotordose „System Seeler“ [109]

Bedürfnissen des Patienten angepasst werden. Der exspiratorische Unterdruck war auf –10 cm WS fest eingestellt [109]. Zusammen mit der Einstellmöglichkeit des Atemminutenvolumens am Oxator-Verteilerstück konnte so umfassend auf die Beatmungsparameter des Patienten Einfluss genommen werden (siehe Abb. 183) [109, 270].

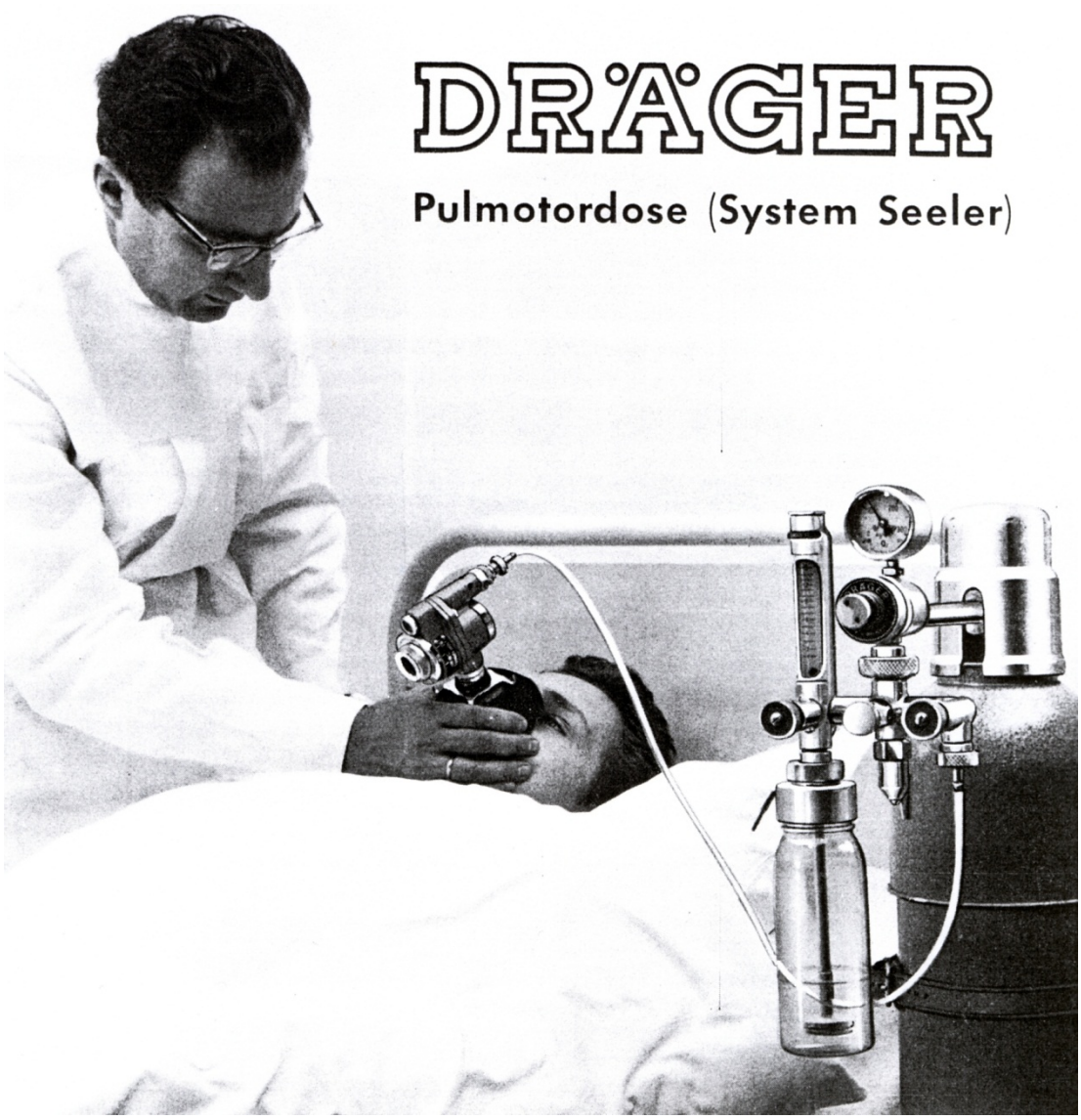


Abb. 183: künstliche Beatmung mit der Pulmotor-Umschaltdose „System Seeler“ am Oxator, 1958 [109]

III.7 Baby-Pulmotor und Oxitherm

Bereits in den ersten Jahren nach Markteinführung des Pulmotors erhielt die Firma Dräger Berichte über den erfolgreichen Einsatz des Geräts durch Geburtshelfer und Gynäkologen zur Behandlung asphyktischer Neugeborener [329]. Auch wenn diese Art der Anwendung prinzipiell bei Neugeborenen, Säuglingen und Kleinkindern möglich war, war das Gerät doch nicht für die speziellen Erfordernisse dieser Patientengruppe wie „*kleinere Beatmungsvolumina und schnellere Änderungen des Gasflusses*“ [17] konstruiert worden. Aufgrund entsprechender Nachfrage entwickelte Dräger ein Pulmotor-Modell, das vor allem für die Behandlung asphyktischer Neugeborener vorgesehen war [50, 118, 119].

Der Baby-Pulmotor

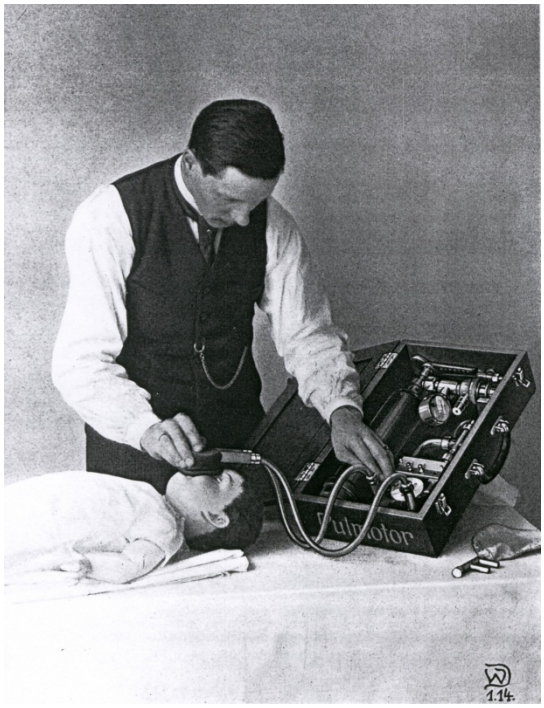


Abb.184: Vorführung des Baby-Pulmotors, 1914 [332]

Ende 1913 wurde in den Dräger-Heften von einer neuen Pulmotor-Modellreihe berichtet, die speziell für die Bedürfnisse in der Geburtshilfe konstruiert worden war und die Beatmung asphyktischer Neugeborener ermöglichte [50, 329, 332]. Dieser „*Baby-Pulmotor*“ [329] oder „*Pulmotor für Neugeborene*“ [332] war aus der Konstruktion des Hand-Pulmotors hervorgegangen, zeigte aber einige Besonderheiten, die ihn zu einem eigenständigen Gerät machten.

Im Gegensatz zum Hand-Pulmotor war der Sauerstoffzylinder, der bei Maximalfüllung Sauerstoff für eine 40 Minuten lange Beatmung des Neugeborenen enthielt, wieder zusammen mit dem Verschluss- und Reduzierventil und dem Finimeter im Transportkoffer untergebracht [332]. Zentrales Konstruktionsmerkmal des Baby-Pulmotors war die neu gestaltete Umsteuereinheit, die sich in einigen Details von der des ursprünglichen Hand-Pulmotors unterschied. So war die Umsteuereinheit

wieder von der Beatmungsmaske getrennt worden, was die Handhabung der kleinen Baby-Pulmotor Maske deutlich erleichterte (siehe Abb. 184). Da sich der Maskenboden mit integrierter Umsteuerungseinheit nicht beliebig verkleinern ließ, wäre eine Beatmungsmaske mit Ventilboden zu groß ausgefallen, um sie einem Säuglingsgesicht anpassen zu können [332].

Die Konstruktionsänderungen der Umschalteinheit können anhand der Abbildung 185 nachvollzogen werden. Der Vierwegehahn war durch einen Fünfwegehahn *E* ersetzt worden, was den Anschluss von zwei getrennten Atemschläuchen wie beim Standardpulmotor ermöglichte [332]. Dieser Fünfwegehahn war, wie bereits beschrieben, von Bernhard Dräger 1908 im Rahmen der Neukonstruktion der Umsteuerungseinheit des Ur-Pulmotors patentiert, aber nicht in einem Beatmungsgerät eingesetzt worden [139]. Die entscheidende Änderung der Umsteuereinheit betraf die Druck- und die Saugleitung. Beide Rohre waren jeweils mit einem „Regulierschieber“ *G* und *H* ausgestattet worden, durch die eine Öffnung veränderbarer Größe freigegeben werden konnte. Mit Hilfe dieser Vorrichtung konnte die Höhe des in den Leitungen herrschenden Über- und Unterdrucks unabhängig voneinander verringert werden. Die maximal erreichbare Druck- und Saughöhe war durch das Reduzierventil *B*, das den Kompressionsdruck aus dem Sauerstoffzylinder *A* auf einen Arbeitsdruck von 5 at herabminderte, fest vorgegeben. Durch Betätigen der Regulierschieber war es dem behandelnden Arzt möglich, die Höhe der Druck- und Saugwirkung jederzeit während der Beatmung nach eigenem Ermessen verändern zu können [332].

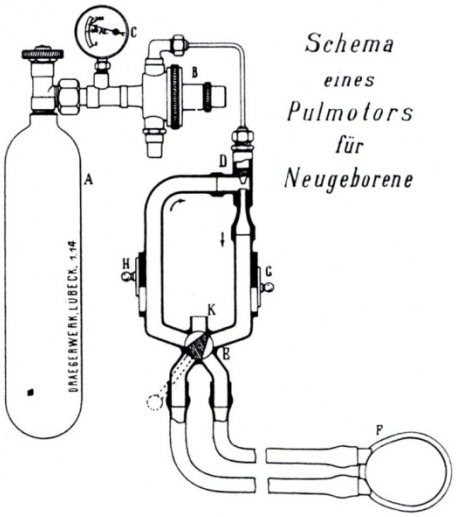


Abb.185: schematische Darstellung des Baby-Pulmotors [332]

Allerdings fehlte bei diesem ersten Baby-Pulmotor eine Kontrollmöglichkeit der veränderten Beatmungsdrücke. Zur Erfolgskontrolle konnten somit nur die Vitalparameter Pulsfrequenz, Atemgeräusche, Herztöne, Hautfarbe und die Bewegungen von Thorax und Extremitäten herangezogen werden. Ab Ende der zwanziger Jahre konnte eine Kontrolle der veränderten Beatmungsdrücke mit dem Pulmotor-Prüfgerät erfolgen, das ein Manometer zum Ablesen der Beatmungsdrücke besaß [89, 97].

Der Hand-Pulmotor zur Behandlung Neugeborener

Der Baby-Pulmotor etablierte sich als eigenständige Modellreihe und wurde bis zum Produktionsende der Pulmotorreihen kontinuierlich weiterentwickelt. Wie auch der Standardpulmotor wurde der Baby-Pulmotor ab Ende der zwanziger Jahre mit einer Vorrichtung zur Beimengung von Kohlensäure zur Inspirationsluft versehen.

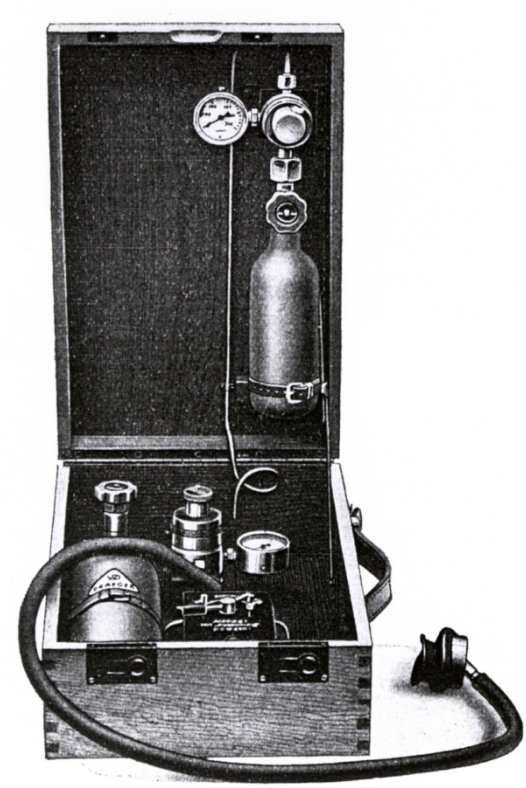


Abb. 186: Hand-Pulmotor mit Kohlensäurezusatz zur Behandlung Neugeborener, 1951 [119]

Dieser „*Hand-Pulmotor mit Kohlensäure-Zusatz zur Behandlung Neugeborener*“ [127][118] befand sich in einem kleinen Holzkoffer, der neben der Handumsteuerung eine 1 Liter-Sauerstoffflasche und die Kohlensäure-Zusatzvorrichtung beherbergte. Diese Vorrichtung bestand aus einer kleinen Kohlensäureflasche, ausgestattet mit eigenem Verschluss- und Reduzierventil und zwischengeschaltetem Inhaltsdruckmesser (Finimeter), und war im Deckel des Pulmotorkoffers untergebracht. Eine Rohrleitung – gut zu erkennen in Abbildung 186 – führte die Kohlensäure aus dem Reduzierventil in die dem Injektor nachgeschaltete Druckleitung, wo sie der Inspirationsluft mit 5 Vol% beigemischt wurde[128] [118, 119].

In Zusammenhang mit dieser Maßnahme erfolgte eine Veränderung der Umsteuerungseinheit, die aus heutiger Sicht als Rückschritt anzusehen ist. So wurde die beim Standardpulmotor etablierte und von Dräger wiederholt hervorgehobene Konstruktion aus zwei getrennten Atemschläuchen wieder auf ein Einschlauchsystem mit Vierwegehahn zurückgebaut [118, 119]. Diese Umsteuerungseinheit aus Injektor, Vierwegehahn und singulärem Atemschlauch entsprach also wieder der Konstruktion aus dem Ur-Pulmotor mit ihrem

[127] Zu Beginn der fünfziger Jahre wurde das Gerät in „*Wiederbelebungs-Apparat mit Kohlensäure-Zusatz zur Behandlung Neugeborener*“ umbenannt [119].
[128] Eine genauere Beschreibung dieses Vorgangs bietet der Abschnitt über den Pulmotor „Modell 1928“.

entscheidenden Nachteil der Pendelluft durch Totraumventilation im Bereich dieses einzelnen Atemschlauchs [304]. Warum dieser Rückschritt in der Konstruktion erfolgte ist nicht eindeutig nachzuvollziehen. Möglicherweise wollte man sich das in der Pendelluft vorhandene CO_2 zunutze machen und auf diese Weise den Kohlensäureverbrauch gering halten. Zudem führte die einfachere Konstruktion mit Vierwegehahn und einzelnem Atemschlauch zu geringeren Produktionskosten.

Eine weitere Modifikation der Umsteuereinheit betraf die Möglichkeit, die Beatmungsdrücke verändern zu können. Die vormals in der Druck- und Saugleitung des Baby-Pulmotors verbauten Regulierschieber waren bei dem neuen Modell, das jetzt „Wiederbelebungs-Apparat“ oder „Hand-Pulmotor[129] zur Behandlung Neugeborener“ hieß, nicht mehr vorhanden [118, 119]. Stattdessen war der Arbeitsdruck, der durch das Reduzierventil erzeugt wurde, nicht mehr fest vorgegeben, sondern konnte über eine Stellmutter am Reduzierventil durch den Benutzer verändert werden. Über ein am Druckreduzierventil angebrachtes Manometer, den „*Arbeitsdruckmesser*“ [119], konnte der eingestellte Arbeitsdruck kontrolliert werden. Der ab Werk eingestellte Arbeitsdruck war auf der Manometerskala rot markiert. Unter diesem voreingestellten Werksarbeitsdruck erzeugte der Injektor einen Über- und Unterdruck von je 15 cm Wassersäule. Eine Erhöhung oder Verringerung des Arbeitsdrucks führte zu gleichsinnigen Veränderungen der Beatmungsdrücke. Die genaue Höhe dieser Beatmungsdrücke konnte allerdings nur mit Hilfe eines dem Pulmotor beiliegenden Prüfbeutels ermittelt werden. Dieser in Abbildung 187 dargestellte Prüfbeutel verfügte im Bereich der Atemschlauch-Anschlüsse über einen weiteren Konnektor, an den eine Wassersäule angeschlossen werden konnte [118, 119].

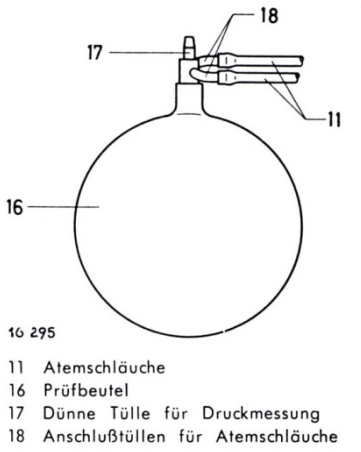


Abb. 187: Demonstrations- und Prüfbeutel des Baby-Pulmotors [110]

[129] Hier zeigt sich die formale Verwandtschaft von Hand- und Baby-Pulmotor.

Der Pulmotor für Neugeborene „M 7240“

Im Jahre 1954 stellte Dräger mit dem „Pulmotor für Neugeborene, Modell M 7240“ eine überarbeitete Version des alten Hand-Pulmotors vor. Dieses Gerät war durch Wegfall alter und Hinzufügen einiger neuer Komponenten deutlich in seinem Funktionsumfang verändert worden. Auffälligste Änderung war der Wegfall der Kohlensäure-Zusatzvorrichtung, die nicht mehr dem damaligen Stand der Empfehlungen der atemphysiologischen Forschung entsprach (siehe Abb. 188). Zudem überarbeitete Dräger das vor allem von geburtshilflichen Kreisen bemängelte Einschlauchsystem des Vorgänger-Modells und verbaute im neuen Pulmotor wieder eine Umschalteinheit mit zwei getrennten Atemschläuchen [110, 304]. Dadurch wurde der große Totraum des vorherigen Einschlauch Baby-Pulmotors auf das von der Gesichtsmaske umschlossene Volumen reduziert.

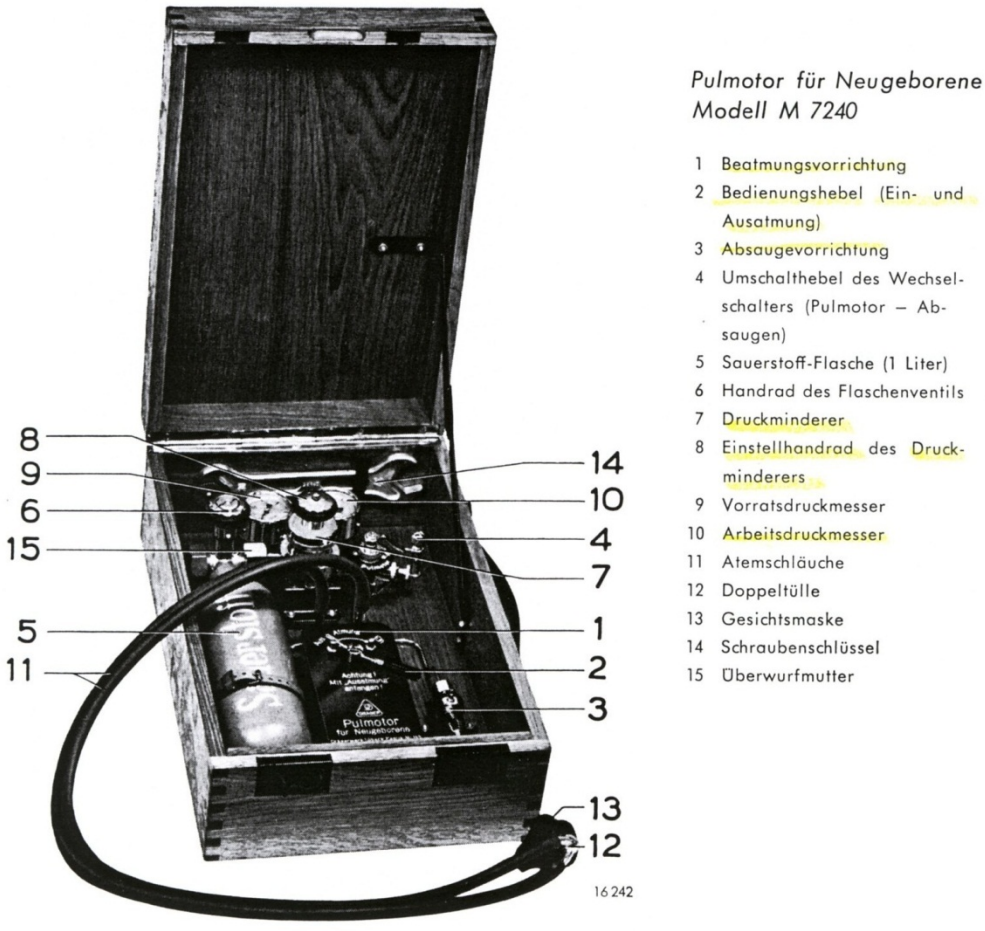


Abb. 188: Übersicht über den Pulmotor für Neugeborene [110]



Abb. 189: Intratrachealkatheter nach Peters, Maskenkörper, Gabeltülle, Atemschläuche [113]

Eine weitere Reduktion des Totraums konnte durch die Verwendung der in Abbildung 189 dargestellten „*Intratrachealkatheter-Ausrüstung nach Dr. med. F. Peters*“ [110] erreicht werden, welche dem neuen Gerät standardmäßig beigefügt war. Diese „Ausrüstung“ war für das Airway-Management des Neugeborenen vorgesehen und bestand aus 1 Spezialkatheter in der Größe 16/ 24 Charrière (Ch), einer verschiebbaren sogenannten „*Schnellschlußmaske*“ und einem Gabelrohr[130] [110, 305]. Die Funktionsweise des Intratrachealkatheters wird anhand der Abbildung 190 erläutert. Zur Beatmung wurde der dünnere Teil des Katheters mit einem Größe von 16 Ch in die Trachea eingeführt, während der dickere Teil *24* in der Mundhöhle verblieb und mittels der auf den Katheter aufgeschobenen Maske *23* am Gesicht fixiert und abgedichtet wurde. Über das beiliegende Gabelrohr *22* wurde der Katheter mit den beiden Atemschläuchen *11* konnektiert [110, 305]. Die eigentliche Beatmung erfolgte wie beim Vorgängermodell durch Hin- und Herbewegen des Umschalthebels im Atemrhythmus [110].

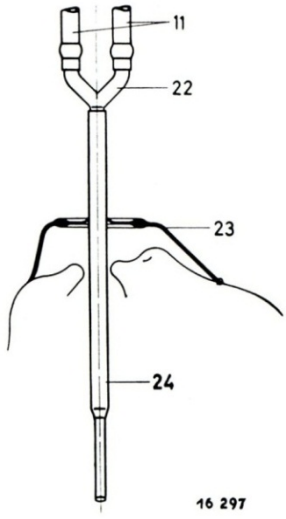


Abb. 190: Intratrachealkatheter nach Peters, schematische Darstellung [110]

Neu hinzugekommen war außerdem eine sauerstoffbetriebene „*Absaugevorrichtung*“ [110] (dargestellt in Abb. 191) bestehend aus einem eigenen Injektor, der an seiner Saugseite den nötigen Unterdruck erzeugte, um Sekret aus den Luftwegen des Säuglings abzusaugen. Der Injektor *3* wurde über einen 70 cm langen Absaugschlauch *19* unter Zwischenschaltung einer sogenannten „*Brüningschen Kugel*“ *20* mit einem Absaugkatheter *21* verbunden, der einen

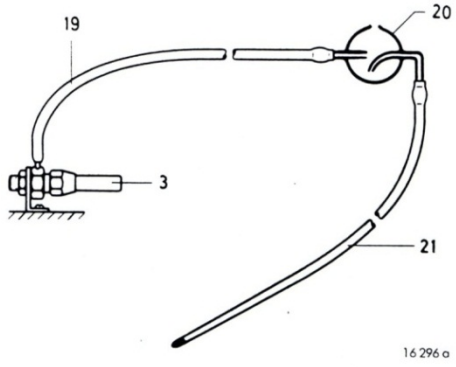


Abb. 191: Absaugvorrichtung mit Injektor, Pulmotor für Neugeborene „M 7240“ [110]

[130]Mit dieser von F. Peters (Biografische Daten unbekannt) entwickelten Beatmungshilfe sollte die schwierige Maskenbeatmung beim Säugling erleichtert werden. Durch die spezielle Anatomie der kindlichen Atemwege (große Zunge, flacher Gaumenbogen, hochstehender Kehlkopf) kam es unter Maskenbeatmung häufig zu einer Atemwegsverlegung durch die Zunge des Säuglings. Mit dem Intratrachealkatheter wurde diese Problematik umgangen [304,305].

Durchmesser von 12 Ch und eine Länge von 40 cm hatte [110]. Nachdem der Wechselschalter hinter dem Druckminderer auf „Saugen“ umgestellt worden war, konnte Sekret in die „Brüningsche Kugel“ gesaugt werden, indem das Luftloch der Kugel (siehe Abb. 191) mit dem Finger verschlossen wurde. Der durch den „*Absauge-Injektor*“ [110] aufgebaute Unterdruck konnte über ein Einstellhandrad am Druckminderer in seiner Höhe verändert werden. Eine rote Markierung auf der Manometerskala des Arbeitsdruckmessers gab auch hier den werksseitig empfohlenen Arbeitsdruck an [110].
Die angestrebten Beatmungsdrücke wurden ebenfalls über das Einstellrad des Druckminderers reguliert und am Arbeitsdruckmesser abgelesen. Neben diesem Arbeitsdruckmesser gab es im neuen Pulmotor nun auch einen Vorratsdruckmesser, über den indirekt der verbleibende Flascheninhalt angezeigt werden konnte [110].

Baby-Pulmotor nach Dr. F. Peters „M 8400“ (1954)

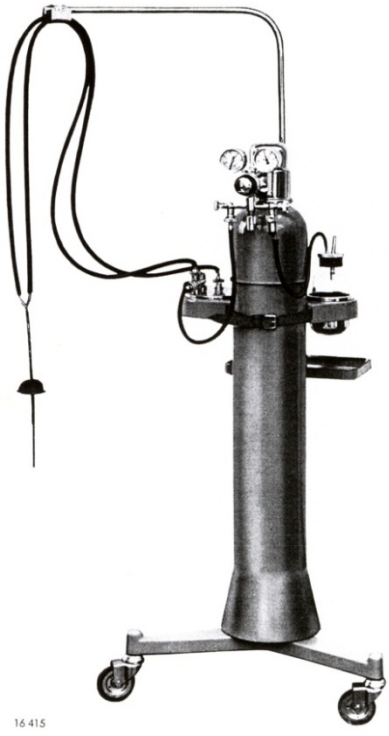


Abb. 192: Baby-Pulmotor nach Peters, Version von 1954 [111]

Mit dem Baby-Pulmotor nach Peters entwickelte Dräger eine Modellreihe, die speziell für den innerklinischen Einsatz in direkter räumlicher Nähe zu Entbindungsstationen (Kreißsaal) und Operationseinheiten gedacht war und sich an den Bedürfnissen des klinischen Alltags orientierte. Dies zeigte sich an der neugestalteten äußeren Erscheinungsform, die in Abbildung 192 zu dargestellt ist. Äußerlich auffällig ist hier die Abkehr vom klassischen, leicht transportablen Koffergerät. Stattdessen wurde ein fahrbares Stativgerät konstruiert, das an einer auf Rollen befindlichen 11 Liter-Sauerstoffflasche montiert war. Bei einer Befüllung auf 200 kp/ cm^2 enthielt diese Flasche einem Sauerstoffvorrat von 2200 Litern, der bei einem maximalen Sauerstoffverbrauch von 4 l/min für einen über neunstündigen Betrieb des Geräts

ausreichte. Die Beatmungsschläuche hingen einsatzbereit an einem an der Sauerstoffflasche befestigten Galgen [111, 112].

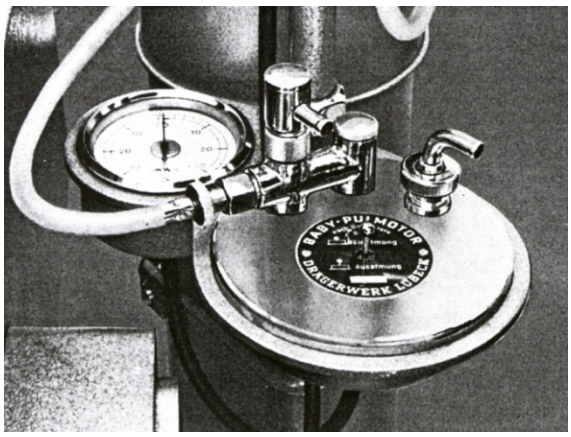


Abb. 193: Baby-Pulmotor nach Peters, Detailfoto von Umschaltdose und Beatmungsdruckmesser [112]

Die wichtigste Veränderung betraf die Beatmungseinheit des Geräts. Statt des vormaligen Handbeatmungsgerätes handelte es jetzt um eine automatische Beatmungseinheit[131], die auf einer speziellen „Baby-Pulmotor-Umschaltdose“ *13*, Modell „M 8408“ aus der M 6900-Reihe basierte[132] (siehe Abb. 194 und 194). Neu war ebenfalls ein Beatmungsdruckmesser *15*, der über einen Gummischlauch mit der Unterseite der Baby-Pulmotordose verbunden war und Beatmungsdrücke von bis zu +/- 30 cm WS anzeigen konnte. Die Nullstellung des Druckmessers konnte über eine Schraube an der Unterseite korrigiert werden. Die Beatmungsdrücke waren bei der neuen Umschaltdose wieder werksseitig fest voreingestellt und betrugen +18 bis +20 cm WS bei der Inspiration und –14 bis –16 cm WS bei der Exspiration. Allerdings konnten die Beatmungsdrücke durch Festhalten des Umschaltknopfes *14* in der Ein- bzw. Ausatemstellung auf bis zu +30 cm WS während der Inspiration und –25 cm WS bei der Exspiration gesteigert werden, um z. B. eine besonders resistente Lunge zu entfalten. Um dabei ein Überblähen der kindlichen Lunge zu verhindern, verfügte die Umschaltdose über Sicherheitsventile, die sich bei +30 cm WS bzw. –25 cm WS selbsttätig öffneten [111, 112, 116].

Zusätzlich war es möglich, das Beatmungsminutenvolumen mit einem als Regelventil *11* ausgebildeten Entnahmeventil am Druckminderer *2* zwischen 0,5 und 2 l/min zu verändern (siehe Abb. 194). Der Sauerstoffverbrauch der Umschaltdose lag dabei zwischen 1 bis 6 l/min [112, 116]. Die Beatmungsfrequenz ergab sich aus dem eingestellten Beatmungsminutenvolumen und der Größe bzw. den Widerständen und der Dehnbarkeit der zu beatmenden

[131] Diese Abkehr von der manuellen Umsteuerung erfolgte nicht zuletzt auf Anregungen aus geburtshilflichen Kreisen. So befanden damalige Publikationen die Handsteuerung im klinischen Einsatz für ungeeignet, da sie den Arzt von der Anwendung eines suffizienten Airway-Managements abhielt. Zudem wurde bemängelt, dass die Handsteuerung in Notfallsituationen weder frequenzmäßig, noch im erforderlichen Ablauf fehlerfrei durchzuführen war [304, 305].

[132] Siehe Kapitel über die Pulmotor-Baureihe „PT“.

Lunge. Bei maximal geöffnetem Regelventil lag die Beatmungsfrequenz für Neugeborene zwischen 30 bis 50 Atemhüben pro Minute [111, 112].

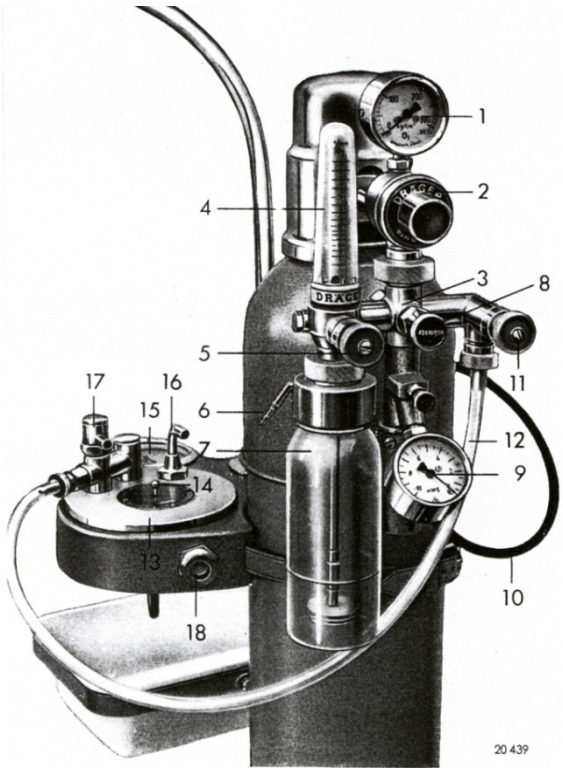
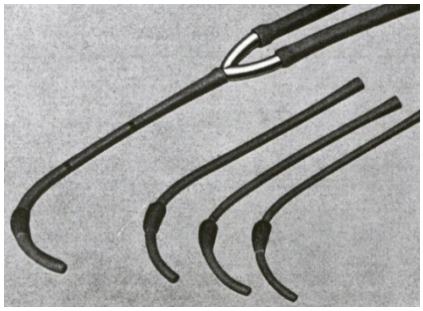


Abb. 194: Baby-Pulmotor nach Peters, Detailfoto von Verteilerstück mit Anfeuchter, Unterdruckmesser und Regelventil für künstliche Beatmung [112]

Außerdem besaß der neue Baby-Pulmotor nun auch eine Sauerstoffinhalationseinrichtung, die in Abb. 194 zu sehen ist. Im Gegensatz zur Inhalationseinrichtung der Pulmotor-Baureihe „PT“, deren Inhalationsmaske über einen Feuchtigkeitskondensator aus feinmaschigen Nickelsieben verfügte, wurde der Sauerstoff beim Baby-Pulmotor in einem speziellen Anfeuchter *7* versprudelt. Auf diese Weise sollte einem Austrocknen der Atemwege unter protrahierter Sauerstoffinsufflation entgegengewirkt werden. Der Anfeuchter wurde hierzu mit destilliertem Wasser befüllt, welches vom Sauerstoff durchströmt wurde [112]. Der Sauerstoffffluss konnte über ein Feinregelventil *5* von 1 bis 4 l/min eingestellt und an dem angeschlossenen Durchfluss-Strömungsmesser *4* abgelesen werden [112, 116].

Nur wenig veränderte sich an der Absaugvorrichtung und dem Zubehör zum Airway-Management. So erhielt die Absaugvorrichtung (siehe Abb. 194) nun ein eigenes Regelventil und einen eigenen Unterdruckmesser *9* zur Kontrolle der Saugleistung. Ventil und Manometer waren unterhalb des Absperrventils *8* angebracht [112].

Der Intratrachealkatheter nach Dr. Peters fand weiterhin Verwendung. Später, zu Beginn der sechziger Jahre, wurden weitere Intratrachealkatheter der Standardausrüstung hinzugefügt. Hierzu gehörten die in Abbildung 195 dargestellten Beatmungskatheter nach Wendl, bei denen die Trachea über einen Gummiwulst im Larynxbereich abgedichtet wurde [111, 112].


Abb. 195: Beatmungskatheter nach Wendl [112]

Baby-Pulmotor nach Dr. F. Peters „M 16590“

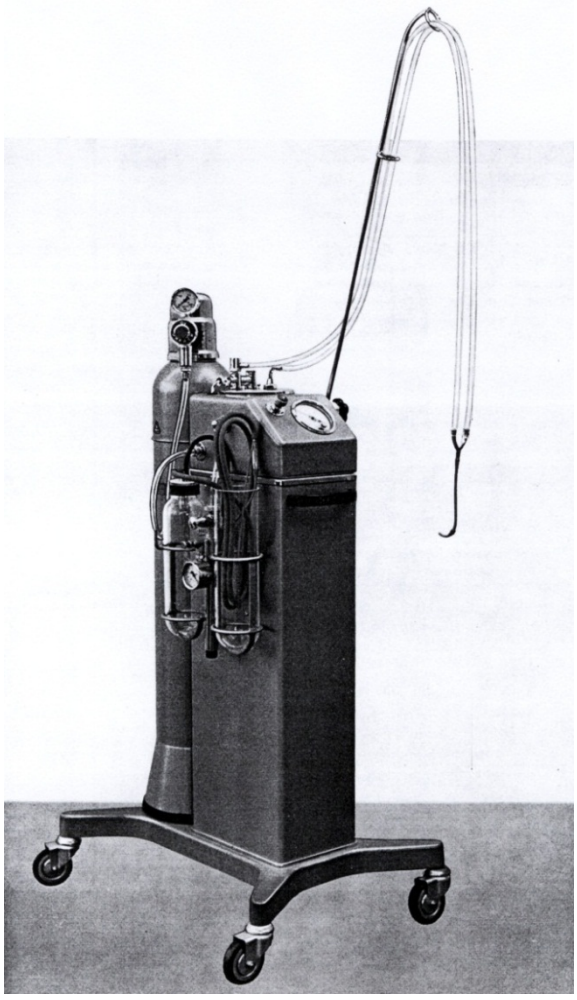


Abb. 196: Baby-Pulmotor „M16590” nach Peters [114]

Gegen Ende der sechziger Jahre brachte Dräger eine überarbeitete Version des Baby-Pulmotor nach Peters auf den Markt. Technisch nahezu unverändert betrafen die Modifikationen des neuen Pulmotors mit der Typenbezeichnung „M 16590“ vorwiegend das Design des Geräts. Diese Änderung des Gerätedesigns lässt sich anhand der Abbildung 196 gut nachvollziehen.

So wurde der neue Pulmotor unter einer einheitlichen Oberfläche als fahrbares Schrankgerät präsentiert. In diesem Metallschrank befand sich die Umschaltdose „M 8404“ und das Verteilerstück des Geräts. Absaug-Vorrichtung und Inhalationseinrichtung waren seitlich am Metallschrank angebracht. Beatmungsdruckmesser und Regelventil zur Veränderung des Atemminutenvolumens waren gut ablesbar in die pultförmig abgeschrägte Schrankvorderseite unterhalb der Umschaltdose integriert [114, 115].

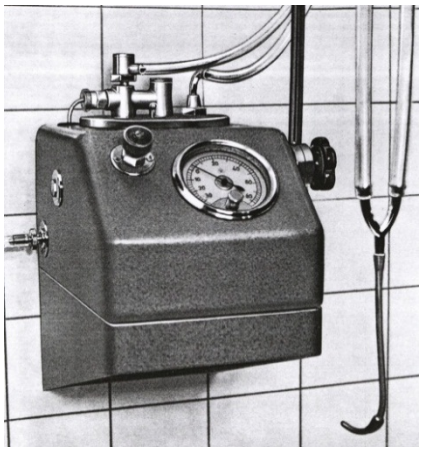


Abb. 197: Baby-Pulmotor, Wandgerät, 1967 [114]

Diese eher auf die Benutzerfreundlichkeit zielenden Veränderungen machten sich auch in der neu propagierten modularen Bauweise bemerkbar. Das Gerät war nun in einer Grundversion ohne Absaugvorrichtung und Inhalationseinrichtung lieferbar. Diese konnten jeweils optional bestellt werden. Zudem gab es die fahrbare Grundversion mit angeschlossener Sauerstoffflasche oder mit Anschluss an eine zentrale Gasversorgungsanlage. Auch war ein Wandgerät zum Anschluss

an eine zentrale Versorgungsanlage lieferbar, das dadurch nur wenig Raum einnahm (siehe Abb. 197) [114, 115].

Oxitherm „M 8970”

Das Anfang der fünfziger Jahre entwickelte Oxitherm entsprach in seinem Aufbau und seiner Wirkungsweise dem Baby-Pulmotor nach Dr. Peters (Modell M 8400), war jedoch zusätzlich mit einem elektrisch beheizten Wärmebettchen ausgestattet (siehe Abb. 198). Diese Innovation trug der Erkenntnis Rechnung, dass Neugeborene und Säuglinge schnell durch Auskühlung vital bedroht waren. In dieser Situation sollte das Oxitherm vor allem das asphyktisch Neugeborene während der Behandlung durch Absaugen, Beatmung oder Sauerstoffinsufflation im Oxitherm vor Auskühlung geschützt werden [116]. Dies wurde durch zirkulierende Warmluft unterstützt, die vom Fußende her über den Körper des Neugeborenen strömte. Die gewünschte Lufttemperatur konnte mit einem seitlich angebrachten Regler zwischen 25 und 40 °C eingestellt werden. Ein Thermostat verhinderte Temperatur-Schwankungen [112, 113, 116].

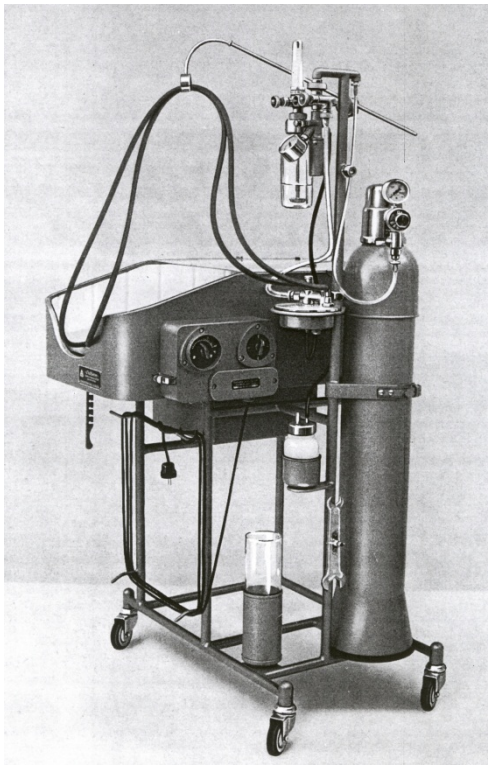


Abb. 198: Oxitherm, 1965 [112]

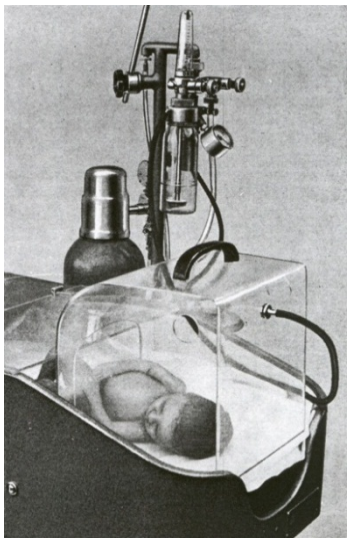


Abb. 199: Oxitherm mit Kopfhaube zur O_2-Inhalation [112]

Als Alternative zur Inhalationsmaske der Sauerstoff-Inhalationseinrichtung des Baby-Pulmotors nach Peters konnte beim Oxitherm eine Plexiglashaube verwendet werden, die auf das Kopfteil des Wärmebettchens aufgesetzt und mit dem Inhalationsschlauch konnektiert wurde (siehe Abb. 199) [112, 113, 116].

III.8 Einfluss des Pulmotors auf das Rettungswesen

III.8.1 Bedienungsanleitungen und Airway-Management

Die Bedienungsanleitungen zum Pulmotor

Von zentraler Bedeutung für die Einflussnahme Drägers und des Pulmotors auf das Rettungswesen waren vor allem die Bedienungsanleitungen, die ab Markteinführung des Pulmotors als integraler Bestandteil des Pulmotors mit jedem Gerät an die Anwender ausgeliefert wurden [84]. Diese im deutschen und internationalen Schrifttum bis dato oft kaum beachteten „Anweisungen für den Gebrauch“ waren unerlässlich für die richtige und erfolgreiche Anwendung des Beatmungsgerätes.

Dräger erkannte in diesem Zusammenhang schon früh, dass die Etablierung des Pulmotors im Rettungswesen und damit der wirtschaftliche Erfolg des Gerätes, maßgeblich davon abhing, wie erfolgreich die Wiederbelebungseinsätze mit dem Pulmotor verlaufen würden. Da diese Wiederbelebungen eine größere Anzahl von zielgerichteten, miteinander koordinierten Maßnahmen erforderten, war es für Dräger notwendig, dem Laien(-Retter) eine detaillierte Handlungsanweisung zur Hand zu geben. Nur diese vom Laienretter in Notfallübungen trainierten Handlungsabläufe, heute als „Reanimations-Algorithmen“ bezeichnet, ermöglichten das richtige Verhalten und die sichere und erfolgreiche Bedienung des Pulmotors in einer Wiederbelebungssituation [85, 90, 91, 98, 99, 329, 330]. Wie wichtig detaillierte Handlungsanweisungen und deren korrekte Umsetzung für Dräger waren zeigt ein Artikel des Dräger Oberingenieurs Hans Schröder für den II. internationalen Rettungskongress in Wien aus dem Jahr 1913: „*For the correct working of the Apparatus it is of course necessary that the instructions are carefully followed […]. The handling of „the Pulmotor“ requires besides a number of manipulations and the observance of many other circumstances, and should be entrusted only to persons well versed with the Apparatus, if there is to be any hope of success.*“ [329].

Die „Gebrauchsanweisungen zum Pulmotor“ [84] beinhalteten genaue Handlungsanweisungen zum Vorgehen in einer Notfall- oder

Wiederbelebungssituation und gingen damit weit über die grundsätzliche Bedienung des Beatmungsgerätes hinaus [84, 93, 99, 101]. Dabei setzte das von Dräger ausgearbeitete Konzept für die Gebrauchsanweisungen von Anfang an auf die grafische Darstellung der entscheidenden Behandlungsschritte. Diese Zeichnungen, die später auch durch Fotografien ersetzt wurden, verdeutlichten den Inhalt der ihnen gegenübergestellten schriftlichen Handlungsanweisungen und ermöglichten zudem eine schnelle Übersicht über die auszuführenden Therapiemaßnahmen [84, 93, 99, 101].

Dieses Konzept der Gebrauchsanweisungen wurde über die Jahre verfeinert, wobei die Beschreibung der Wiederbelebungsmaßnahmen kontinuierlich erweitert wurde und damit die Praxisbezogenheit der Anweisungen immer mehr in den Vordergrund trat. So wurde die 1909 noch 5 Arbeitsschritte umfassende Gebrauchsanweisung fortlaufend um weitere Arbeitsschritte ergänzt, oder auch detailreicher ausgearbeitet, bis sie in den 40er Jahren auf 22 Arbeitsschritte, untergliedert in 5 Abschnitte, angewachsen war [84, 98]. Dabei vergrößerte sich die Anzahl der Punkte, welche die Pulmotor-Bedienung umfassten, kaum. Diese Praxisbezogenheit gipfelte in den ausgefeilten, klar strukturierten Anweisungen der 40er und 50er Jahre, die sich fast ausschließlich mit den Techniken der Wiederbelebung, dem Airway-Management und der Herzmassage befassten und damit den Status von Wiederbelebungsrichtlinien erreichten [98, 99, 101]. Die Bedienungsanleitung des Beatmungsgeräts war zu einer Wiederbelebungsanweisung geworden.

Diese Entwicklung wurde von Dräger bewusst gesteuert. Wie auch bei seinen Geräte-Entwicklungen wollte Dräger mit seinen Gebrauchsanweisungen am Puls der Zeit („stets aktuell“) bleiben. So wurden diese nicht nach Gutdünken erweitert, sondern fortlaufend den neuesten medizinischen Erkenntnissen und Techniken der Rettungspraxis angepasst [91, 92, 98, 99, 196, 222].

Um dies zu erreichen arbeitete Dräger eng mit anerkannten Größen aus Wissenschaft und Rettungswesen zusammen.

Dazu gehörte anfangs in erster Linie der Lübecker Chirurg Otto Roth (1863-1944), der bereits die Pulmotorenstehung medizinisch begleitet hatte und nicht zuletzt durch seine (an anderer Stelle beschriebenen) Ideen zum Atemwegsmanagement maßgeblich an der Ausarbeitung der „Gebrauchsanweisungen“ beteiligt war [91, 196, 203].

Ab Mitte der dreißiger Jahre beteiligte sich auch der Göttinger Chirurg Oskar Bruns (1878-1946), der noch in den zwanziger Jahren als vehementer Pulmotor-Gegner aufgetreten war, an der Weiterentwicklung der Pulmotor-Gebrauchsanweisungen [129, 203, 362]. Analog zu den Ergebnissen und Empfehlungen seiner Studien von 1930 [211] und 1934 [362] erweiterte Bruns die Pulmotor-Bedienungsanleitung um Handlungsanweisungen zur Herzmassage bei nicht mehr feststellbarer Herztätigkeit [98, 99, 203], nachdem er bereits 1934 mit Dräger an der Entwicklung eines Pulmotor mit einem Atemzeitverhältnis von 1:2 zusammen gearbeitet hatte [129]. Roth und Bruns blieben über Jahrzehnte als medizinische Berater an der Ausgestaltung der Pulmotor-Gebrauchsanweisungen beteiligt, wobei sich Roths Einfluss von 1911 bis Anfang der 1960er Jahre sicher belegen lässt[133] [91, 92, 93, 98, 99, 101, 196, 222]. Bruns Einfluss auf die Gebrauchsanweisungen ist ab Mitte der 1930er Jahre bis Anfang der 1960er Jahre nachweisbar [129, 203, 362].

Wie wichtig Dräger die enge Zusammenarbeit mit Wissenschaft und Rettungswesen war, zeigen die Titelblätter der Pulmotor-Gebrauchsanweisungen, auf denen die Mitwirkung von Kapazitäten des Rettungswesens explizit erwähnt wurde. So trugen die Gebrauchsanweisungen ab den 1910er Jahren den Namen „*Gebrauchsanweisung nach Professor Dr. Roth*“ [91, 92, 93] und wurden in den 30er bis 60er Jahren als „*Gebrauchsanweisung, gemeinsam bearbeitet mit Prof. Dr. Roth, mit Prof. Dr. Bruns und mit Führern aus der Rettungspraxis“* [98, 99, 203] betitelt (siehe Abb. 200 und 201). Auf diese Weise erhoffte sich Dräger eine bessere Akzeptanz seiner Gebrauchsanweisung unter den aus dem Rettungswesen stammenden Anwendern des Pulmotors. Sollte es auf diese Weise zu einer genaueren Umsetzung der einzelnen Handlungsschritte aus der Pulmotor-Gebrauchsanweisung kommen, so konnte Dräger mit einer höheren Erfolgsrate bei der Anwendung des Pulmotors rechnen[134], was neben dem

[133] Es kann davon ausgegangen werden, dass Otto Roth nicht nur die Entwicklung des Pulmotors, sondern auch die Entstehung der Bedienungsanleitungen des Pulmotors von Anfang an, also bereits ab den Jahren 1907/1908, mit seinem medizinischen Wissen und im Tierexperiment begleitet hat [197, 331].

[134] Dass sowohl Vertreter des Rettungswesens als auch anerkannte Mediziner und Wissenschaftler häufig mangelhaft über die richtige Handhabung des Pulmotors informiert waren und das Gerät daher ablehnten, zeigt dass Kapitel über den Pulmotor-Streit. So kritisierte Yandell Henderson noch 1943 in einem Science-Artikel den Umstand, dass die künstliche Beatmung mit dem Pulmotor nicht an die Spontanatmung des Patienten angepasst werden könne und dabei sogar die Atmungsanstrengungen des Patienten behindern würde [238]. Mit diesen Aussagen offenbarte Henderson seine Unkenntnis über die von Dräger vorgesehene und in den Pulmotor-Gebrauchsanweisungen fixierte Anwendungsweise des Pulmotors.

Patienten letztendlich auch dem wirtschaftlichen Erfolg des Beatmungsgeräts zugute kam.

Diesen wirtschaftlichen Erfolg belegten die Verkaufszahlen des Pulmotors, von dem bis 1966 über 15000 [95] und bis 1974 mehr als 20000 Exemplare [120] weltweit vertrieben wurden. Entsprechend hoch war die Verbreitung des Pulmotors und seiner Gebrauchsanweisungen in den (deutschen) Rettungsstationen. Auf diese Weise wurden durch die Pulmotor-Gebrauchsanweisungen, die ja kontinuierlich dem neuesten Wissensstand der Medizin und Rettungspraxis angepasst wurden, ebendiese Neuerungen und Erkenntnisse der Notfall-Medizin weitreichend im Rettungswesen verbreitet. Dräger war also mit der Entwicklung und Verbreitung seiner Pulmotor-Gebrauchsanweisungen maßgeblich an der Etablierung eines Reanimations-Standards beteiligt [90, 91, 92, 98, 99].

Die „Anweisungen für den Gebrauch“ des Pulmotors können unter Berücksichtigung der regelmäßigen wissenschaftlichen Überarbeitung und ihres hohen Praxisbezugs damit auch als ein direkter Vorläufer der heutigen „Resuscitation-Guidelines“ angesehen werden, wenn nicht sogar als die ersten „Resuscitation-Guidelines“ überhaupt.



PULMOTOR

Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungs-Maschine für künstliche Atmung, verbunden mit einem Apparat für gewöhnliche Sauerstoff-Inhalation

D.R.P. und Auslandspatente

Gebrauchsanweisung

nach Professor Dr. Roth

Januar 1917

Drägerwerk, Lübeck

Übersicht.

Beachte Punkt 8

Kleider des Verunglückten lockern, Brust frei; Mundhöhle und Rachen von Schleim befreien.

Den Körper des Verunglückten auf den Rücken legen, die Brust erhöht, den Kopf tief.

Zunge kräftig aus dem Munde holen.

Pulmotormaske am Kopf festschnallen und Pulmotor in Tätigkeit setzen. **Speiseröhrendruck** (s. **Punkt 8**) **nicht versäumen.** Maske und Zunge beachten.

978g. 12.16.1000.

PULMOTOR

Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungs-Maschine für künstliche Atmung, verbunden mit Apparaten für gewöhnliche Sauerstoff-Inhalation und für Kohlensäurezusatz

D.R.P. und Auslandspatente

Gebrauchsanweisung

nach Professor Dr. Roth

April 1929

Drägerwerk Lübeck

Übersicht.

Beachte Punkt 13

Kleider des Verunglückten lockern, Brust frei; Mundhöhle und Rachen von Schleim befreien.

Den Körper des Verunglückten auf den Rücken legen, die Brust erhöht, den Kopf tief.

Zunge kräftig aus dem Munde holen.

Pulmotormaske am Kopf festschnallen und Pulmotor in Tätigkeit setzen. **Speiseröhrendruck** (s. **Punkt 13**) **nicht versäumen.** Maske und Zunge beachten.

Bei Unglücksfällen durch **ätzende Gase** darf der Pulmotor **nicht** angewendet werden.

700. 3.29.2000 (G 10).

Abb. 200 und 201: Titelblätter der „Gebrauchsanweisung nach Professor Dr. Roth“ von 1917 und 1929 [92, 93]. Beide zeigen zudem eine Kurzanleitung mit Betonung des Airway-Managements.

Es ist bezeichnend für das Interesse Drägers an der Entwicklung von Wiederbelebungs-Richtlinien, dass die Anwendung der manuellen Beatmungsmethode nach Silvester bis Anfang der sechziger Jahre auch in den Pulmotor-Gebrauchsanweisungen propagiert wurde [102], obwohl Fachkreise diese Methode über lange Zeit als direktes Konkurrenzverfahren zur Pulmotorbeatmung ansahen. Zudem begleitete Dräger die Empfehlung der Silvester-Methode durch zahllose Artikel in den Draeger-Heften, die über den jeweils aktuellen Stand der Kontroverse um die beste manuelle Beatmungsmethode informierten [48, 83, 199, 204, 206, 213, 292, 294, 295]. Die manuelle Methode nach Silvester sah Dräger bis zur Einsatzbereitschaft des Pulmotors vor[135], wohl wissend und betonend, dass jede Verzögerung im Beginn einer künstlichen Beatmung das Outcome des Patienten verschlechterte [102].

Nach Wiedereinführung der Mund-zu-Mund Beatmung in den USA durch Peter Safar (1924-2003) und James Elam (1918-1995) zum Ende der fünfziger Jahre

[135] Für alle Wiederbelebungsfälle, in denen kein Pulmotor zur Verfügung stand, empfahl Dräger ausdrücklich die künstliche Beatmung nach dem Verfahren von Silvester, wenn möglich unter Sauerstoffinsufflation aus einem „Dräger Sauerstoffkoffer“ [83].

[319, 321, 373] und internationaler Verbreitung der Technik durch die Empfehlungen des „International Symposium on Emergency Resuscitation“ in Stavanger 1961 [148, 373] war Dräger zudem eine der ersten Firmen, die sich begeistert und rückhaltlos für die Verbreitung dieser alten Technik in Deutschland einsetzten [148, 150, 173, 174, 176]. So fanden sich bereits 1960 ausführliche Artikel zu diesem Thema in den Dräger-Heften [173, 174, 176]. Die Pulmotor-Gebrauchsanweisungen wurden sogar schon im direkten Anschluss an die Konferenz von Stavanger entsprechend verändert [102, 120]. Auf diese Weise war Dräger mit seinen Bedienungsanleitungen in großem Umfang an der (Wieder-)Verbreitung der Mund-zu-Mund Beatmung in Deutschland beteiligt.

Praktische Ausbildung am Pulmotor

Neben der Ausarbeitung von Wiederbelebungsanweisungen trug Dräger auch Sorge, dass diese Handlungsanweisungen von den Anwendern des Pulmotors, also den Laienrettern, auch wirklich erlernt und korrekt angewendet wurden. Dementsprechend engagierte sich Dräger auch in der Ausbildung von Laienrettern, oder auch „Helfern“, die nicht nur mit dem Gebrauch des Pulmotors vertraut gemacht wurden, sondern auch umfassend in allgemeinen Wiederbelebungsfragen geschult wurden. Diese Ausbildungsaufgaben wurden frühzeitig auch von den medizinischen Institutionen in Bergbau, Industrie, Feuerwehr und Militär übernommen [192, 198]. So übernahmen in den dreißiger Jahren beispielweise die „Unfallhilfsstellen“ der Knappschafts-Berufsgenossenschaft neben der allgemeinen Ausbildung von Grubenrettungsleuten in der Bergung ihrer Kameraden auch die Ausbildung in der Wiederbelebung, wobei der Lernerfolg in regelmäßig abgehaltenen Wiederholungskursen überprüft und sichergestellt wurde [350].

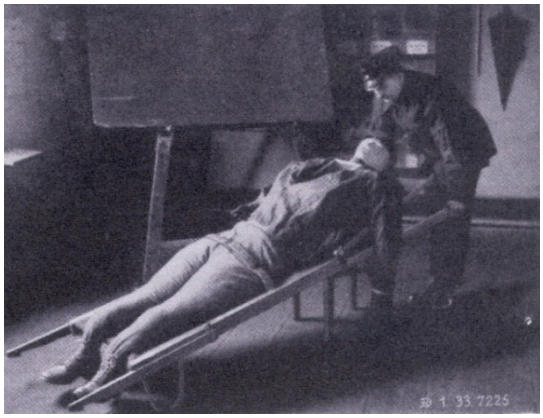


Abb. 202: „Übungspuppe für Wiederbelebung“ der Unfallhilfsstelle Borna, 1933 [350].

Um in den Notfallübungen die Beatmung mit dem Pulmotor möglichst realitätsnah trainieren zu können, verfügten einige Rettungsstationen bereits über Übungspuppen, sogenannte „Kumpels“ (siehe

Abb. 202). Diese Übungspuppen hatten als Kopf ein Holzmodell der Friseurinnung, welches über eine künstliche Luftröhre mit einer „Dräger-Pulmotor-Lunge“ verbunden war. Die erfolgreiche Beatmung dieser Puppen mit dem Pulmotor funktionierte nur, wenn der von Dräger geforderte Ringknorpeldruck nach Otto Roth an entsprechender Stelle des Gummihalses durchgeführt wurde [350].

Pulmotor und Airway-Management

Zentraler Bestandteil der Pulmotor-Gebrauchsanweisungen waren die Erläuterungen und Anweisungen zum Freimachen und Freihalten der Atemwege, also jener manuellen Techniken und Hilfsmittel, die heute unter dem Begriff „Airway-Management“ zusammen gefasst werden. Diese Maßnahmen des Airway-Managements stellten eine der wichtigsten Grundlagen für den Erfolg des Pulmotors dar. Dementsprechend war Dräger stark an der Etablierung der Kenntnisse und Maßnahmen des Airway-Managements im Rettungswesen und an deren kontinuierlicher Weiterentwicklung interessiert.

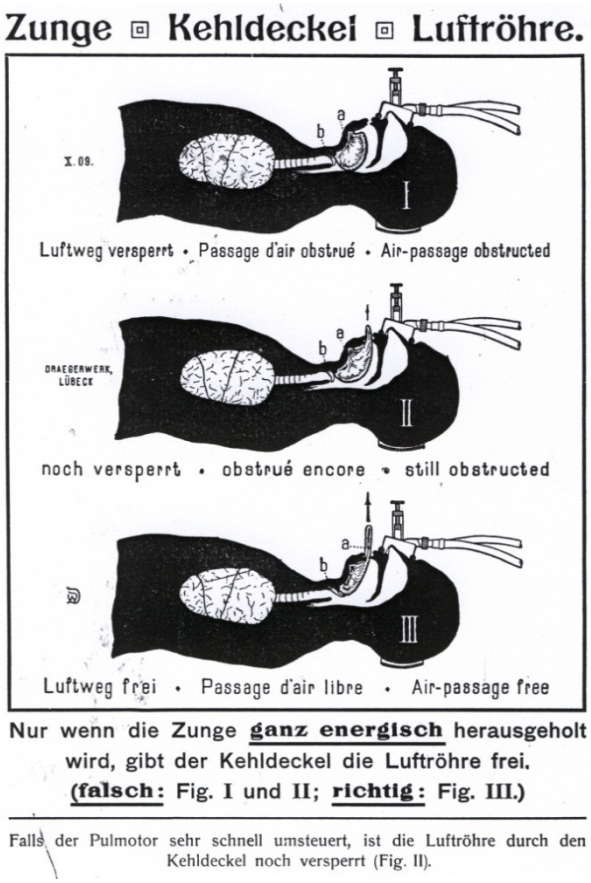




Abb. 203 und 204: Anweisungen zum Airway-Management für die erste Pulmotor-Serie mit Nasenmaske, 1909 [87]

Entsprechend seiner großen Wichtigkeit für den Erfolg einer Pulmotor-Beatmung wurde das Freimachen und Freihalten der Atemwege ständiges Thema in den Draeger-Heften, Prospekten und in Vorträgen, die Dräger rund um die Wiederbelebung veranstalte [79, 80, 148, 149, 150, 173, 174, 176, 191, 200, 204, 206, 213]. Vor allem aber in den Bedienungsanleitungen des Pulmotors und in den Vorführungen und Notfallübungen zur Ausbildung des Rettungspersonals machte Dräger das Atemwegs-Management zum zentralen Thema. So waren bereits in den ersten Gebrauchsanweisungen über 20 % der Anweisungen für Erläuterungen zum Airway-Management vorgesehen [84]. 1910 nahmen die Anweisungen zum Airway-Management schon 50 % des Inhalts ein [85] und steigerten sich Ende der zwanziger Jahren bis auf ein Maximum von 75 % (vergleiche hierzu Abb. 205) [92]. Außerdem wurden die Pulmotor-Gebrauchsanweisungen bis in die vierziger Jahre hinein mit einer „Übersicht“ [92, 93] auf der Titelblatt versehen, einer Kurz- oder Schnellanleitung, in der die entscheidenden Handgriffe zur Atemwegssicherung in Fettdruck hervorgehoben waren [92, 93, 98]. Zusätzlich wurden die Pulmotorkoffer in den Anfangsjahren auch noch mit einer separaten Kurzanleitung auf Kartonage versehen (siehe Abb. 203 und 204) [87, 88].



Abb. 205: Einseitige Pulmotor-Gebrauchsanweisung von 1915. Man bemerke: 8 von 11 Anweisungspunkten beschäftigen sich ausschließlich mit Maßnahmen des Airway-Managements (Punkt 1-6 und Punkt 8-9). Außerdem beachtenswert ist die Anwendung des Esmarch-Handgriffs unter Punkt 6 [191].

Durch die zentrale Stellung der Maßnahmen zur Atemwegssicherung in den Pulmotor-Gebrauchsanweisungen sensibilisierte Dräger das Rettungswesen und die Öffentlichkeit für die Wichtigkeit des Airway-Managements und sorgte dafür, dass sich das Wissen und die technischen Fertigkeiten des Rettungswesens in diesem Bereich beständig verbesserten.

Techniken des Airway-Managements

Zu den von Beginn an propagierten Maßnahmen gehörte die Reklination des Kopfes mit Überstrecken der Halswirbelsäule zum Anheben des Zungengrunds, eine Maßnahme, die durchgehend in allen Gebrauchsanweisungen empfohlen wurde [84, 85, 92, 93, 98, 99, 101, 102, 120]. Zusätzlich wurde bis Anfang der sechziger Jahre das Hervorziehen der Zunge - per Hand, mit einem Handtuch oder weiteren Hilfsmitteln – propagiert [84, 85, 92, 93, 98, 99, 101]. Ab den zwanziger Jahren wurden diese Maßnahmen mit einer Seitwärtsdrehung des Kopfes kombiniert [92, 98, 99, 101, 215], wobei der Patient ab 1961 [173, 176] zusätzlich in eine „stabile Seitenlage“ [79, 80, 102, 173, 176] verbracht wurde. Sollten diese Techniken nicht genügen, um den Zungengrund anzuheben, wurde ab Mitte der 1910er Jahre zusätzlich vorgeschlagen, den Unterkiefer soweit vorzuschieben, bis die untere Zahnreihe vor die obere trat [92, 93, 101, 204, 206, 213]. Dieser Handgriff, der auch in der stabilen Seitenlage angewendet werden sollte [102, 120], entsprach dem Handgriff nach Esmarch-Heiberg, wurde aber nur selten unter diesem Namen erwähnt [174, 206, 213]. Einen grafischen Überblick über die hier vorgestellten Maßnahmen des Airway-Managements bietet die Abbildung 205. Der ab 1911 zur Prophylaxe von Magenüberblähung und Einatmung von Magensäure eingeführte Handgriff nach Roth wird in einem eigenen Abschnitt erläutert.

Instrumente des Airway-Managements

Zusätzlich zu den oben beschriebenen Maßnahmen und Handgriffen wurden von Dräger verschiedene Hilfsmittel empfohlen und teilweise auch entwickelt, welche das Freimachen und Freihalten der Atemwege erleichtern sollten.

Handtuch, Zungenzange und Mundöffner

Zum leichteren Hervorholen und Fixieren der Zunge wurden diverse einfache Hilfsmittel vorgeschlagen[136]. Dazu gehörte ab 1909 [84] ein Handtuch, welches ein leichteres und angenehmeres Ergreifen der Zunge ermöglichte. Zusätzlich wurde das Handtuch verwendet, um den Mund-Rachenraum von Schleim, Erbrochenem und Fremdkörpern zu befreien (siehe Abb. 205, Punkt 4) [84, 85, 86, 92, 98, 99, 101, 102].
Wichtigstes Instrument des Airway-Managements war über viele Jahrzehnte die „Zungenzange“ (siehe Abb. 205, Punkt 5), die vom Produktionsstart an bis in die sechziger Jahre hinein als fester Bestandteil der Pulmotorausrüstung im Pulmotorkoffer mitgeführt wurde [84, 85, 86, 90, 92, 93, 98, 99, 101]. Ab 1915 [191] empfahl Dräger den Mundöffner oder „*Mundsperrer nach Heister*[137]“, der bis in die siebziger Jahre zur Pulmotorausrüstung gehörte [90, 91, 92, 93, 98, 99, 101, 102, 120, 191]. Dieser Öffner war ein zirkelförmiges Instrument aus Metall, dessen Enden über eine Stellschraube gespreizt werden konnten (siehe Abb. 205, Punkt 3). Er wurde verwendet, um aufeinandergebissene Zahnreihen auseinander zu bringen. Nach dem Hervorziehen der Zunge wurde der Mundöffner wieder entfernt [90, 91, 92, 191].

Der Zungenhalter nach Leyden

Von 1927 [208] bis in die fünfziger Jahre [99] hinein konnte zum Freihalten der Atemwege außerdem der Zungenhalter nach Hans Leyden[138] verwendet werden, mit dessen geriffelten Ringplatten, wie in Abbildung 206 zu erkennen, die Zunge

[136] In den „Draeger-Heften“ fanden die unterschiedlichsten Hilfsmittel Erwähnung, welche dem Hervorholen und Fixieren der Zunge dienen sollten, die aber nie zur Ausrüstung des Pulmotorkoffers gehörten. Dazu gehörten Fäden verschiedener Stärke, mit denen die Zunge mittels „Apothekerschleife“ [203, 204, 206] fixiert oder aber mit einer Nadel durchstochen werden sollte. Auch das Einklemmen derselben zwischen zwei Holzstäbchen oder den Zahnreihen des Patienten und das Durchstechen mittels Sicherheitsnadel, welche dann vor den Zahnreihen fixiert werden sollte, wurde für kurze Zeit erwogen, aber aufgrund der resultierenden Zungenschädigung letztendlich verworfen [203, 206].
[137] Lorenz Heister wurde 19.09.1683 in Frankfurt am Main geboren. Er studierte Medizin von 1702 bis 1708 in Gießen, Amsterdam und Leiden und wurde 1709 zum Professor für Anatomie und Chirurgie in Altdorf berufen. Ab 1720 war Heister als Professor für Chirurgie in Helmstedt tätig. Heister veröffentlichte mehrere medizinische und botanische Bücher. Als sein wichtigstes gilt das 1718 in Nürnberg veröffentlichte Werk „Chirurgie“, das auch die Gebiete der Ophthalmologie, Zahnheilkunde und Geburtshilfe umfasste. Der Mundsperrer, der vornehmlich in der Zahnchirurgie zum Einsatz kam, wurde um 1724 von ihm entwickelt. Heister starb am 18.04.1758 in Helmstedt [10].
[138] Biographische Daten unbekannt.

festgehalten und ein Zurücksinken des Zungengrunds gegen den Kehldeckel verhindert werden sollte [83, 89, 92, 99, 203, 208, 219]. Auf diese Weise konnte die Zunge auf Höhe der Zahnreihen fixiert werden, wobei die sich gegen Ober- und Unterlippe legenden Stützplatten ein Verrutschen des Zungenhalters in den Mundraum hinein vermieden [89, 92, 208, 219]. Der Zungenhalter hatte gegenüber der Zungenzange den Vorteil, dass er komplett von der Gesichtsmaske bedeckt wurde und somit keine Probleme bei der Abdichtung der Maske im Kinnbereich verursachte.

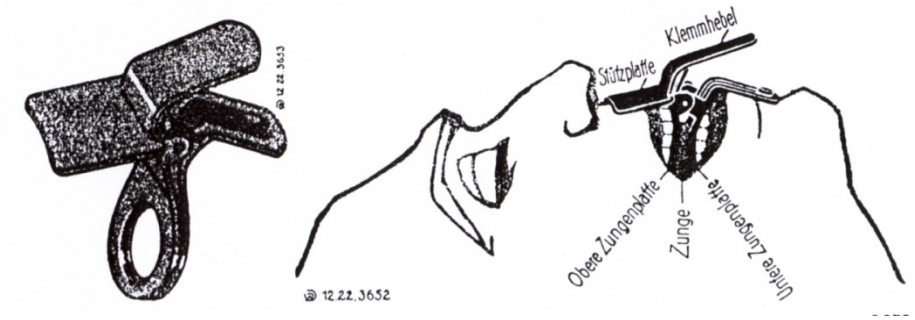


Abb. 206: Zungenhalter nach Hans Leyden, 1928 [92]

Der Rückenkeil

Bereits ab 1911 wurde mit der Einführung der Universalmaske empfohlen, die Schultern durch ein zusammengefaltetes Kleidungsstück erhöht zu lagern, um damit das Überstrecken des Kopfes zu unterstützen [86, 90, 91, 200, 213]. Um den Ablauf der Beatmung in diesem Punkt zu vereinfachen und zu unterstützen, führte Dräger in den dreißiger Jahren, auf Anregung der Rettungspraxis, den in den Abbildungen 207 bis 209 dargestellten „*Pulmotor-Rückenkeil*“ ein [213]. Dieser konnte bis in die fünfziger Jahre als optionales Pulmotor-Zubehör mitgeführt werden [98, 99, 203]. Der Rückenkeil war ein mit Segeltuch bespanntes, keilförmiges Leichtmetallgestell, das unter den Rücken des Patienten geschoben wurde. Auf diese Weise ermöglichte er auch über längere Zeit ein bequemes Überstecken des Kopfes zum Anheben des Zungengrundes während der Pulmotorbeatmung [203, 213]. Zur platzsparenden Lagerung und Transport wurde der Rückenkeil, wie aus Abbildung 208 ersichtlich, direkt auf den Pulmotorkoffer gelegt und befestigt [213].

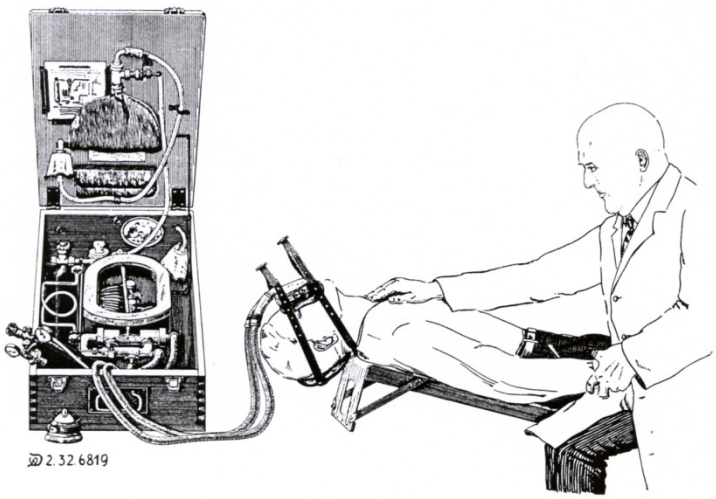


Abb. 207: Anwendung des Pulmotor-Rückenkeils und Handgriff nach Roth, 1936 [213]

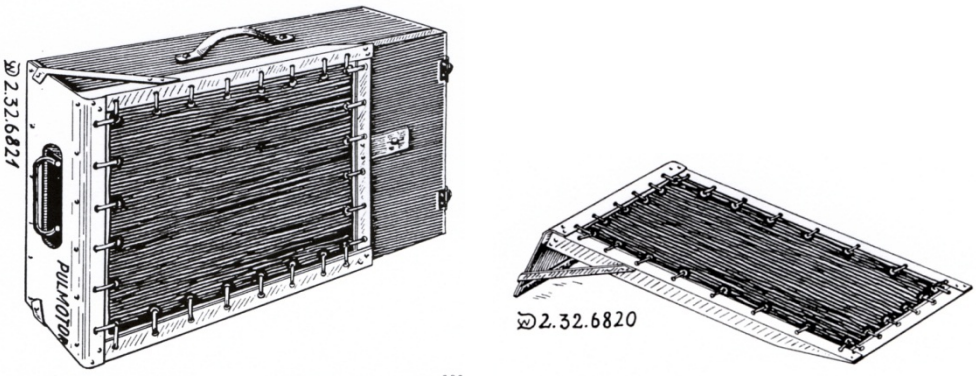


Abb. 208 und 209: Pulmotor-Rückenkeil, Befestigung auf dem Pulmotor-Koffer [213]

Der Mundtubus

Zu den von Dräger vorgeschlagenen Instrumenten des Atemwegs-Managements gehörte ab 1954 der in Abbildung 210 dargestellte „Mundtubus“ [172] und ab 1960 der „Orotubus“ [174]. Der „Mundtubus“ entsprach dem 1933 von Arthur Ernest Guedel[139] (1883-1956) eingeführten „pharyngeal airway“[140] und sollte durch Anheben von Zunge und Zungengrund eine freie Luftpassage durch den

[139] Arthur Ernest Guedel, geboren am 13. Juni 1883 in Cambridge City, Indiana, war ein amerikanischer Anästhesist. Bekannt wurde er für den 1933 vorgestellten „pharyngeal airway“, auf deutsch „Guedeltubus“, und die Entwicklung der nach ihm benannten Stadien der Narkosetiefe unter einer Inhalationsnarkose mit Äther. Er starb 1956 in Los Angeles [24, 181].

[140] Im Deutschen auch „Oropharynxtubus“ oder „Guedeltubus“ genannt. Der Guedeltubus besteht aus einem abgeflachten, harten Plastikrohr, das auf der einen Seite eine runde Auflagefläche (Schild) hat. Auf der anderen Seite des Plastikrohrs schließt sich ein gerades, etwa 2–3 cm langes Rohrstück an, welches in einem ungefähr halbkreisförmigen Bogenstück ausläuft. Der in die Mundhöhle eingelegte Guedeltubus hebt mit seinem Bogenstück Zunge und Zungengrund an und soll auf diese Weise freie Atemwege schaffen. Dabei kommt die runde Auflagefläche des Tubus vor den Lippen zu liegen, während die Zähne auf dem geraden Rohrstück liegen [96].

Oropharynxbereich ermöglichen [24, 181]. Der Mundtubus verdrängte langsam die Zungenzange als bevorzugtes Hilfsmittel zum Anheben des Zungengrundes, da er deutlich atraumatischer zu handhaben war. Dementsprechend wurde die Zungenzange ab den sechziger Jahren nur noch in Ausnahmefällen in den Gebrauchsanweisungen empfohlen, um ein leichteres Einsetzen des Mundtubus zu ermöglichen[141] [102, 120].

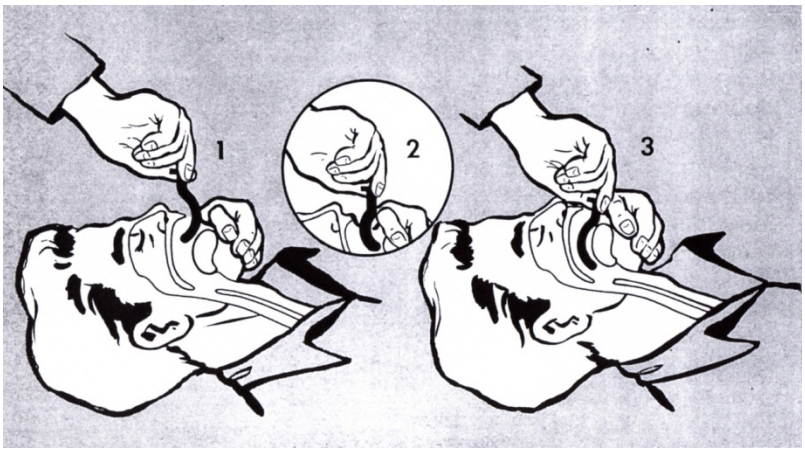


Abb. 210: grafische Anleitung zum Einführen des Mundtubus, 1965 [117]

Der Orotubus

Der in Abbildung 211 zu sehende „Dräger Orotubus“ war eine 1960 von Dräger eingeführte Beatmungshilfe, die anstelle direkter Mund-zu-Mund Beatmung oder Pulmotor-Maskenbeatmung eingesetzt werden sollte [79, 80, 174]. Für den Einsatz bei der Mund-zu-Mund Beatmung versprach sich Dräger eine breite Akzeptanz durch den Laienretter, da mit dem Orotubus, der einen direkten Mundkontakt mit dem Scheintoten bei der Atemspende verhinderte, „*hygienische Einwände und ästhetische Bedenken gegen die Mund-zu-Mund-Beatmung*“ [149] überwunden werden konnten. Auf diese Weise wollte Dräger die Mund-zu-Mund Beatmung „hygienischer“ [149] gestalten, um die Ressentiments zu beseitigen, die einer breiten Einführung der Atemspende in die Rettungspraxis im Wege standen [79, 80, 148, 149, 150, 173, 174, 176]. Zudem erleichterte der Orotubus dem Laien die Durchführung des Esmarch-Handgriffs [79, 149, 174]. Auch bei der Pulmotorbeatmung hielt Dräger den Einsatz des Orotubus für vorteilhaft.

[141] Erstaunlicherweise wurde in den gleichen Gebrauchsanweisungen darauf hingewiesen, dass die Anwendung des Mundtubus Ärzten vorbehalten war [102, 120], die im Zuge der zunehmenden Professionalisierung des deutschen Rettungswesens vermehrt bei Wiederbelebungssituationen in Erscheinung traten: „[Die Mundtuben] *sollen jedoch nur durch Ärzte eingeführt werden, da ihre Anwendung besondere fachliche Kenntnisse erfordert.*“ [120].

Praktische Versuchsreihen hatten gezeigt, dass der Orotubus für den Laien viel einfacher zu handhaben war als die Pulmotor-Gesichtsmaske [79, 174].
Der Orotubus, auch „Mundstück“ [174] genannt, war komplett aus Gummi gefertigt und bestand aus einer schildförmigen Platte mit einer zentralen Öffnung, die auf der Frontseite von einem rohrförmigen Ansatzstück zur Lufteinblasung umgeben war. Auf der Rückseite dieses Abdichtungsschildes war die zentrale Öffnung von einem weiteren, kurzen Stutzen oder Tubus umrahmt, der zwischen den Zahnreihen des Patienten zu liegen kam. An den Enden des Schildes war jeweils ein Griff für die Daumen vorhanden. Zudem gehörte zum Orotubus eine an der Gummiplatte befestigte Nasenklemme, mit der die Nase des Patienten luftdicht verschlossen wurde. Die Anwendung des Orotubus bei der Mund-zu-Mund Beatmung ist in den Abbildungen 212 und 213 dargestellt. Zur Beatmung wurde am Patienten der Esmarch-Handgriff angewendet: der Helfer fasste mit den Fingern beider Hände den Unterkiefer an den Kieferwinkeln und zog ihn so nach vorn. Dabei hakten die Daumen des Helfers in die Gummigriffe des Orotubus, die somit als Widerlager für den Esmarch-Handgriff dienten und diesen erleichterten. Gleichzeitig drückten die Daumen die schildförmige Gummiplatte auf das Gesicht und dichteten so die Mundöffnung luftdicht ab. Anschließend blies der Helfer seine Ausatemluft durch das rohrförmige Ansatzstück, ohne in unmittelbaren Kontakt mit Lippen oder Nase des Patienten zu treten [79, 80, 149, 174]. Das rohrförmige Ansatzstück konnte zudem mit der Pulmotor-Dose konnektiert werden, sodass es dem Laienhelfer ermöglicht wurde, anstelle der Gesichtsmaske, die deutlich schwieriger abzudichten und unter gleichzeitigem Esmarch-Handgriff viel anstrengender zu halten war, den Orotubus für eine Pulmotorbeatmung zu verwenden (siehe Abb. 214) [174].

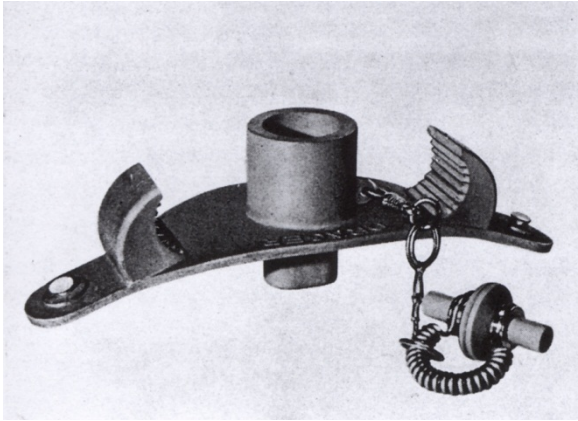


Abb. 211: Dräger Orotubus, 1960 [79]

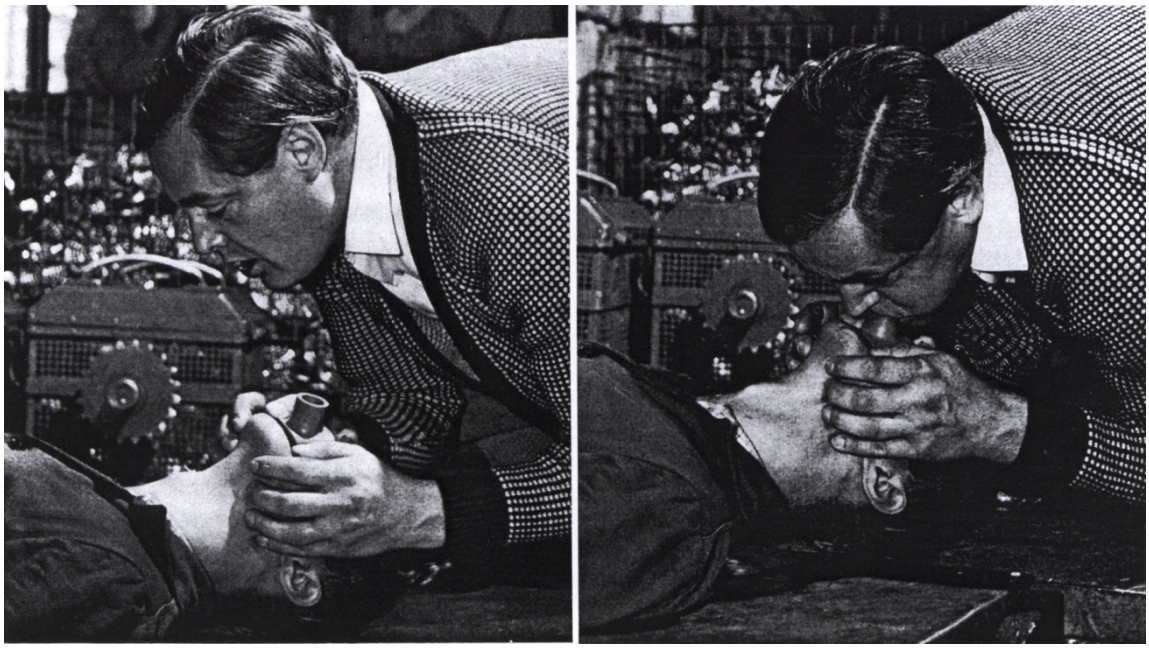


Abb. 212 und 213: künstliche Beatmung: Atemspende Mund-zu-Orotubus, 1960 [174]

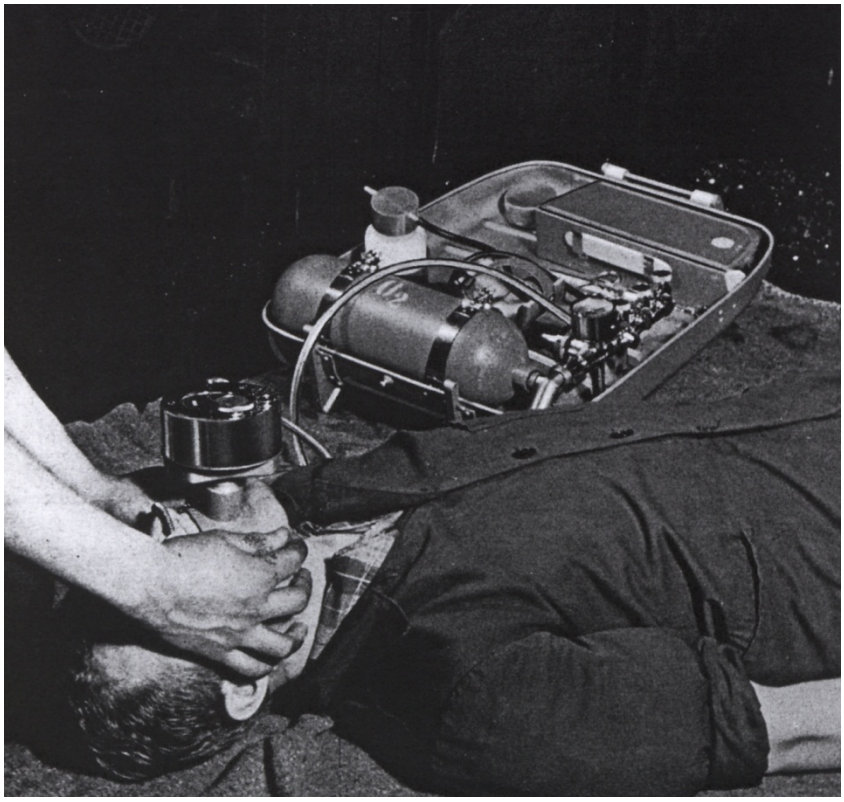


Abb. 214: künstliche Beatmung mit dem Pulmotor unter Verwendung des Orotubus, 1960 [79]

Die Sekret-Absaugung

Eine zentrale Stellung im Airway-Management nahm das Freimachen von durch Sekrete und Fremdkörper verlegten Atemwegen ein. Ohne Hilfsmittel stellten durch Flüssigkeiten oder Fremdkörper verlegte Atemwege ein Problem dar, dem durch manuelle Ausräumung des Mund- und Rachenraums häufig nur unzureichend begegnet werden konnte. Abhilfe schaffte die 1954 eingeführte Sekret-Absaugevorrichtung des Pulmotors, welche dank Druckluftantrieb äußerst wirkungsvoll und ausdauernd Schleim und Fremdkörper aus dem Rachenraum entfernte [79, 80, 96, 100, 101, 102, 103, 120, 148, 149, 172, 173, 174, 176]. Dräger empfahl grundsätzlich im Wiederbelebungsfall die Absaugung von Mund- und Rachenraum und entwickelte aus diesem Grund in den sechziger Jahren weitere Absaugvorrichtungen für Laienretter, denen kein Pulmotor zur Verfügung stand. Dazu gehörte der „Orosauger“, ein einfaches Absauggerät, bei dem der Unterdruck durch die Saugkraft der Wangenmuskulatur des Helfers erzeugt wurde (siehe Abb. 215). Dieser saugte mit dem Mund an der Plastik-Flasche des Geräts, wodurch ein Vakuum von bis zu –400 cm WS erzeugt werden konnte [79, 80, 174]. Weitere Möglichkeiten zur Absaugung waren der „Handsauger“ und die „Sekret-Absaugevorrichtung“, bei denen der Unterdruck durch Zusammendrücken eines Gummiballs (Handsauger) oder einer fußbetriebenen Luftpumpe (Sekret-Absaugevorrichtung, siehe Abb. 216) erzeugt wurde [79, 80].



Abb. 215: Anwendung des Orosaugers, 1960 [174]

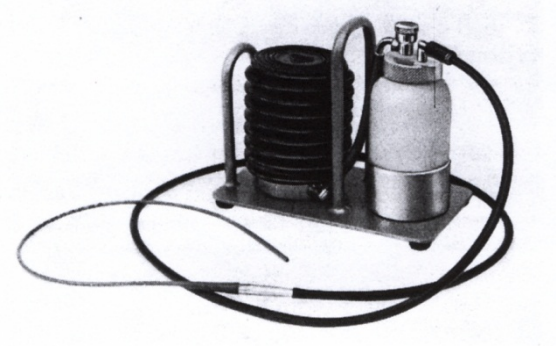


Abb. 216: fußbetriebene, Sekret-Absaugevorrichtung, 1960 [174]

Der Handgriff nach Roth

Einer der wichtigsten Handgriffe des Airway-Managements, der großen Einfluss auf eine erfolgreiche Pulmotor-Beatmung hatte, war der Handgriff nach Otto Roth[142] (1863-1944).

Mit dieser Maßnahme sollte eine Überblähung des Magens während der Pulmotor-Beatmung verhindert werden, ein Problem, das vor allem bei Laienrettern durch unsachgemäße Ausführung des Esmarch-Handgriffs gehäuft auftrat. Zur Anwendung des von Dräger auch als „*Speiseröhrendruck*“ [92, 93] oder „*Rothscher Fingerdruck*“ [222] bezeichneten Handgriffs drückte der Retter „*mit zwei Fingern leicht in der Mitte des Halses gegen die Luftröhre*“ [86], wodurch die unter der Luftröhre liegende Speiseröhre komprimiert wurde (siehe Abb. 217). In den vierziger Jahren wurden diese Anweisungen präzisiert und der Retter aufgefordert, „*[…] mit zwei Fingern in der Mitte des Halses auf den Ringknorpel der Luftröhre […]*“ [96, 98, 99, 101] zu drücken. Dadurch sollte verhindert werden, dass das Beatmungsgas des Pulmotors durch den während der Inspirationsphase herrschenden Überdruck versehentlich in den Magen gepresst wurde.

Dräger war sich schon bei den ersten ausgelieferten Pulmotor-Modellen wohl bewusst, dass die Verwendung von Gesichtsmasken zur künstlichen Beatmung mit dem Pulmotor eine Schwachstelle für die erfolgreiche Anwendung des Geräts darstellte. So konnte diese mangelhafte Absicherung des Atemwegs gegen die Speiseröhre zu einer Magenüberblähung führen. Diese behinderte wiederum die künstliche Beatmung und konnte eine Aspiration von Mageninhalt nach sich ziehen. Bereits im ersten Pulmotor-Katalog W^{II} vom April 1909 zeigte Dräger seine Kenntnis um die Problematik der Atemwegssicherung gegenüber der Speiseröhre: „*Die Maskenverbindung, auch die Nasenmaskenverbindung, hat allerdings den Nachteil, dass die Speiseröhre nicht von der Luftröhre abgesperrt ist*.“ [84]. Eine praxisgerechte Lösung für den Laienretter hatte Dräger allerdings noch nicht parat, verwies aber auf die noch heute gültige Erkenntnis, dass der vom Pulmotor erzeugte Überdruck von 20 cm WS den Verschlussdruck der Speiseröhre üblicherweise nicht überwand und somit keine Mageninsufflation verursachte: „*Es scheint aber, dass bei einem Druck von 20 cm Wassersäule ein genügender Wiederstand in der Speiseröhre vorhanden ist, um ein schädliches Aufblähen des*

[142] Weiterführende biografische Angaben sind dem Kapitel über den Ur-Pulmotor zu entnehmen.

Magens zu verhindern.“ [84]. Als einzig wirkungsvolle Maßnahme des Airway-Managements zur Sicherung des Atemwegs sah Dräger um 1909 die endotracheale Intubation an, die dem Laienretter aber nicht zur Verfügung stand: „*In Kliniken, wo geübte Aerzte stets zur Hand sind, wird man vielleicht die Anwendung eines Tauchrohres, welches direkt in die Luftröhre eingeführt wird, dem Maskenanschluss vorziehen.*“ [84].

Die Lösung des Problems brachte der Lübecker Chirurg Otto Roth mit seinem Handgriff zum „*Versperren der Speiseröhre*“ [91], den er am 18.03.1911 [91, 222] dem Drägerwerk vorstellte: „*Das Problem ließ sich durch folgende, sehr einfache Überlegung lösen: Der Zugang zum Magen, die Speiseröhre, ist ein schlaffer Muskelschlauch, der zwischen der halbstarren Luftröhre und der knöchernen Wirbelsäule liegt. Ein leichter Druck auf die in der Mitte des Halses liegende Luftröhre wird also den Speiseröhrenschlauch so gegen die Wirbelsäule zusammendrücken, daß die Luft am Durchtreten durch ihn in den Magen verhindert wird. Die Luftzirkulation in der halbstarren Luftröhre wird durch diesen Druck nicht beeinträchtigt.*“ [91]. Roth hatte den „*Speiseröhrendruck*“ [92] im Tierversuch [196] und an der Leiche [91] erfolgreich getestet: „*Ein Versuch an der Leiche bestätigte die Richtigkeit dieser Überlegung. Ich nähte in den Magen einen Schlauch luftdicht ein und leitete das Ende des letzteren unter Wasser. Setzte ich den Pulmotor in Gang, so brodelte bald die Luft in dem Wasserbehälter; ein leichter Druck mit dem Finger auf die Luftröhre hemmte das jedoch sogleich. Dabei bewegten sich der Brustkasten und das Zwerchfell ausgezeichnet.*“ [91].

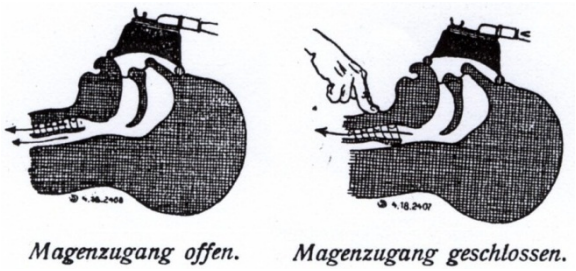


Abb. 217: Prinzip des „Rothschen Handgriffs“ in der schematischen Darstellung, 1918 [91]

Otto Roth veröffentlichte die Ergebnisse seiner Experimente erstmals 1911 in der Klinischen Wochenschrift unter dem Titel „Maschinelle künstliche Atmung[143]“ [196, 316].

[143] Dass Roths Veröffentlichung durchaus auch in den Vereinigten Staaten von Amerika wahrgenommen wurde, zeigt eine Besprechung des Artikels im Journal der American Medical Association vom 31. August 1912 [393].

Seitdem wurde der Handgriff zum „*Versperren der Speiseröhre*“ [86] von Dräger uneingeschränkt für die Pulmotor-Beatmung über eine Gesichtsmaske propagiert und entsprechend in allen Veröffentlichungen und Gebrauchsanweisungen für den Pulmotor explizit empfohlen [86, 92, 93, 98, 99, 101] bis er 1961 von Dräger durch die Empfehlung der „stabilen Seitenlage“ ersetzt wurde [79, 80, 102]. Entsprechend den Empfehlungen in den Dräger-Heften und Gebrauchsanweisungen wurden zudem sämtliche Abbildungen zur Pulmotor-Beatmung zwischen 1911 und 1961 ausnahmslos mit Anwendung des „*Speiseröhrendrucks*“ dargestellt. Durch die intensive Beschäftigung Drägers mit dem Handgriff nach Roth und seine Empfehlung in allen Veröffentlichungen zum Pulmotor wurde der Handgriff nach Roth für einen Zeitraum von 50 Jahren im deutschen und internationalen Rettungswesen verbreitet.

Dabei war der Handgriff nach Roth durchaus im Rettungswesen bekannt und in seiner Wirksamkeit geschätzt. So erteilte die Deutsche Luftwaffe 1944 die Anweisung, eine Beatmung mit dem Pulmotor nur unter Anwendung des Rothschen Handgriffs durchzuführen [203].

Trotz der Verbreitung des Rothschen Handgriffs im Rettungswesen zusammen mit dem Pulmotor und obwohl dieser Handgriff ein halbes Jahrhundert lang bei weltweit über 12000 Geräten [203] potentiell angewandt wurde, geriet Roths Handgriff bei Dräger mit der Empfehlung der „stabilen Seitenlage“ zu Beginn der sechziger Jahre anscheinend in Vergessenheit [79, 80, 102]. Dies könnte erklären, warum niemand Einspruch erhob, als derselbe Handgriff[144] 1961 von dem Britischen Anästhesisten Brian Sellick[145] (1918-1996) quasi als „eigene Erfindung“[146] unter dem Namen „cricoid pressure“ in der Fachzeitschrift Lancet vorgestellt wurde [338]. Sellick sah den Handgriff (siehe Abb. 218) vornehmlich zur Aspirationsprophylaxe im Rahmen der Narkoseeinleitung vor. Wie schon Roth und Dräger empfahl er aber auch explizit die Anwendung des Handgriffs bei der Überdruckbeatmung über eine Gesichtsmaske: „*The same manoeuvre may also be used to prevent inflation of the stomach (a potent cause of regurgitation)*

[144] Vergleiche hierzu auch die Abbildungen 218 und 219.

[145] Brian Arthur Sellick wurde 1918 in Dorking, in der englischen Grafschaft Surrey, geboren. Er begann seine Karriere als Anästhesist 1941 im Middlesex Hospital in London. In den 1950er Jahren wandte sich Sellick vor allem der Thoraxanästhesie und später der Kardioanästhesie zu. In den 1970er Jahren betätigte er sich im Royal College of Anaesthesists. Sellick starb am 13.06.1996 in Devon [22].

[146] Es sollte bis 1974 dauern, bis Sellick sich in einer Publikation mit den Vorläufern seines Handgriffs beschäftigte und somit zu erkennen gab, dass es sich bei seinem Handgriff um eine Wiederentdeckung handelte und keine „Erfindung“ [322].

resulting from positive-pressure ventilation applied through a facepiece […].“ [22, 338]. Sellick empfahl also den Handgriff nach Roth, ohne den Namen Roth zu erwähnen. Auch im deutschen und internationalen Schrifttum scheint der „Rothsche Handgriff“ in Vergessenheit geraten zu sein. So erschien auch in späteren – deutschen wie angelsächsischen – Publikationen, die sich mit der Geschichte von „Sellick’s Manoeuvre“ befassten weder der Name Roth, noch wurde die über fünfzigjährige Geschichte seines Handgriffs erwähnt [22, 322, 338].

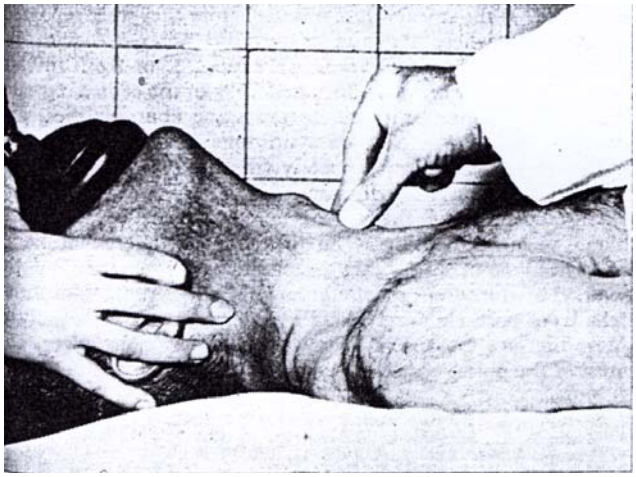


Abb. 218: Anwendung von „Sellick’s Manoeuvre“ unter Maskenbeatmung. Aus Sellicks Originalpublikation, Lancet 1961 [338]

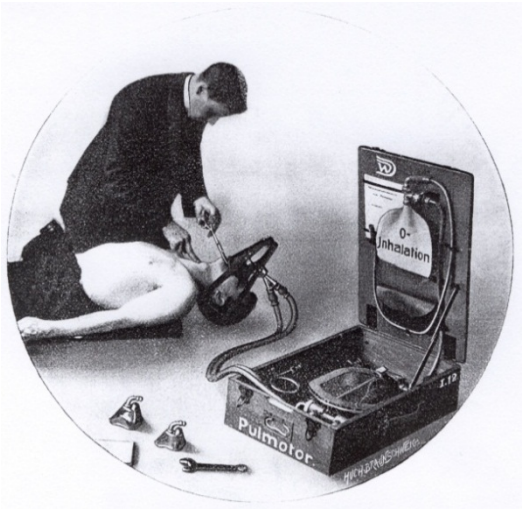


Abb. 219: Anwendung des „Rothschen Handgriffs“ unter Maskenbeatmung mit dem Pulmotor, 1912 [86]

Die Geschichte des „Rothschen Handgriffs“ reicht allerdings noch deutlicher weiter zurück, worauf auch in den Dräger-Heften mehrfach hingewiesen wird [335, 415]. So waren weder Brian Sellick, noch Otto Roth Entdecker eines neuen Handgriffs[147]. Vielmehr waren Prinzip und Anwendung dieses Handgriffs schon seit fast zweihundert Jahren bekannt.

Die ersten im medizinischen Schrifttum bekannten Erwähnungen des Handgriffs zum Versperren der Speiseröhre gehen – wie bereits erwähnt – auf den schottischen Anatomen Alexander Monro Secundus (1733-1817) [67, 360] und den schottischen Chirurgen John Hunter (1728-1793) zurück [255].

So forderte Monro bereits 1774 in seinen Empfehlungen zur Wiederbelebung Ertrunkener an die Humane Society, dass Laienretter den unteren Teil des Larynx gegen die Speiseröhre pressen sollten, um bei der künstlichen Beatmung eine

[147] Der beschriebene Handgriff mit Druck auf Luft- und Speiseröhre wurde weder von Roth noch von Sellick entwickelt, was auch von keinem der beiden bestritten wurde. Beide können allerdings für sich die erneute experimentelle Bearbeitung und die anschließende Wiedereinführung und Verbreitung verbuchen.

Luftinsufflation in den Magen zu verhindern [67, 360]. Hunters Empfehlungen an die Humane Society von 1776 hatten einen ähnlichen Wortlaut[148] [255, 296].
Auch in späteren Jahrzehnten wurde der Handgriff zum Versperren der Speiseröhre immer wieder in den Empfehlungen zur künstlichen Überdruck-Beatmung erwähnt, bis diese Beatmungsform in der 1830er Jahren von den aufkommenden manuellen Beatmungsmethoden verdrängt wurde [262, 263, 351, 373]. So wurde er unter anderem 1787 von dem englischen Chirurgen Charles Kite (1768-1811) in seinem „*[…] Essay on the Recovery of the apparently Dead*“ vorgeschlagen, für den er 1788 die Silbermedaille der Humane Society erhielt [5, 371]. Auch im deutschen Schrifttum fand der Handgriff Erwähnung. So zum Beispiel in im „Noth- und Hülfslexikon“ von 1811, verfasst von Johann Heinrich Moritz Poppe (1776-1854) [335].
Diese Beispiele zeigen, dass auch Otto Roth nicht die „Erfindung“ des Handgriffs zum Versperren der Speiseröhre zugeschrieben werden kann. Zweifellos kann ihm allerdings die Wiederentdeckung des Handgriffs nach über 70 Jahren des Vergessens – bedingt durch die langjährige Vorherrschaft der manuellen Beatmungsmethoden –zugeschrieben werden. Außerdem war es Otto Roth, der diesen Handgriff – durch unermüdliches Bewerben in vielen Publikationen – in der medizinischen Welt, vor allem aber im Rettungswesen bekannt machte. Dies betraf nicht nur das deutsche sondern auch das internationale Rettungswesen und zwar überall da, wo der Pulmotor verkauft und eingesetzt wurde. Dies lässt sich anhand der Pulmotor-Gebrauchsanweisungen unzweifelhaft belegen.

III.8.2 Pulmotor-Stationen und Pulmotor-Organisation

Das Engagement der Firma Dräger im Rettungswesen endete nicht mit dem Verkauf der Pulmotore. Vielmehr beteiligte sich die Firma schon vor der Markteinführung des Pulmotors an der Einrichtung einer Infrastruktur, die initial noch der Rettung verunglückter Bergmänner vorbehalten war [219]. Diese Rettungsstationen des Bergbaus waren es, die als erste mit Pulmotoren ausgestattet wurden [329, 330]. Derartig ausgestatte Grubenrettungsstellen

[148] Sowohl Monros, als auch Hunters Empfehlungen sind bereits im Kapitel über die Geschichte der künstlichen Beatmung ausführlich beschrieben worden.

wurden auch als „Pulmotor-Stationen“ bezeichnet. Sie wurden von Dräger fortlaufend mit rettungstechnischem Know-how versorgt und unverzüglich über die neuesten medizinischen Erkenntnisse informiert. Zusätzlich unterstützte Dräger auch die Aus- und Weiterbildung der Rettungsmannschaften sowohl am Pulmotor, als auch in der Ausübung der Wiederbelebungsmaßnahmen [197, 329, 330].

Dass Dräger die Unterstützung der Pulmotor-Anwender, nicht nur in den Pulmotor-Stationen am Herzen lag, zeigt auch der Umstand, dass es bei Dräger quasi eine (telegraphische) „Hotline“ gab, die Fragen zur Wiederbelebung, zum Pulmotor und dessen Verwendung beantwortete. Selbst Fragen zu Konkurrenzgeräten wie dem Lungmotor wurden hier beantwortet und zusätzlich auszugsweise unter der Rubrik „Winke und Ratschläge“ in den Draeger-Heften veröffentlicht [143].

Die ersten Pulmotor-Stationen wurden im Drägerwerk selbst, in mehreren deutschen Grubenrettungsstellen[149] und sogar in einem Bergwerk im englischen Wales errichtet [197]. Später wurden auch die Sanitätskolonnen des Roten Kreuzes und große Industriebetriebe mit Pulmotor-Stationen versehen. Auch die Berufsfeuerwehren wurden bereits frühzeitig mit Pulmotoren ausgerüstet und an ihnen ausgebildet [329, 330]. Über die Ausrüstung und Unterstützung dieser Pulmotor-Stationen übte Dräger nicht nur einen großen Einfluss auf das deutsche, sondern auch auf das internationale Rettungswesen aus [329, 330]. Insbesondere in den USA wurde der Pulmotor durch die 1907 gegründete Dräger-Tochtergesellschaft, die „Draeger Oxygen Apparatus Company“[150], frühzeitig verbreitet. Hier entstanden Pulmotor-Stationen nicht nur im Bergbau, sondern vor allem auch in großen Industriebetrieben.

[149] Es handelte sich um Grubenrettungsstellen in den Bezirken Halle und Sachsen, in den Revieren Gelsenkirchen und Essen, sowie in den Kohlenbecken Oberschlesien und Galizien [197]. Auch die Praxis eines Lübecker Arztes und die Berliner Kaiser-Friedrich Apotheke gehörten mit zu den ersten Pulmotor-Stationen [197].

[150] Die „Draeger Oxygen Apparatus Company“ war die erste ausländische Tochtergesellschaft des Drägerwerks. Sie wurde im Spätsommer 1907 von Bernhard Dräger und dem Hamburger Kaufmann Walter E. Mingramm (1882-1926) in New York gegründet. Beide waren Inhaber der Company, Mingramm zudem Geschäftsführer. 1908 wurden die Geschäftsräume nach Pittsburgh/ Pennsylvania verlegt. Nachdem sich Walter E. Mingramm 1911 aus gesundheitlichen Gründen ins Privatleben zurückgezogen hatte, wurde die geschäftsführende Tätigkeit an den amerikanischen Bergbauingenieur F. F. Morris (Lebensdaten unbekannt) übertragen. Nach dem Kriegseintritt der USA in den 1. Weltkrieg am 06.04.1917 wurde die „Draeger Oxygen Apparatus Co.“ in die „American Atmos Corporation“ umgewandelt [138, 303, 426].



Abb. 220: Vorführung des Pulmotors auf öffentlicher Straße, Cleveland 1913 [184].

Da diese Betriebe ihre Pulmotor-Stationen auch für Wiederbelebungsfälle in der Öffentlichkeit unentgeltlich zur Verfügung stellten und zudem den Pulmotor, sein Einsatzgebiet und seine Wirkweise im Rahmen von Vorführungen auf offener Straße der Bevölkerung vorstellten (siehe Abb. 220), wurde der Pulmotor in den USA auch schnell einer breiten Öffentlichkeit bekannt und von dieser geschätzt [184, 329, 330].

Die Gesamtheit der neben Europa und den USA auch bis nach Japan und Australien verbreiteten Pulmotor-Stationen, die bei Kriegsausbruch 1914 bereits die Zahl 3000 erreichten [212] und 1916 über 4000 zählten [187], verdeutlicht, wie weit Dräger über diese „»Pulmotor«-Organisation“ Einfluss auf das Rettungswesen nehmen konnte [183].

III.8.3 Die Pulmotor-Erfolgsstatistiken

Aus dem Engagement Drägers in den Rettungsstationen zog nicht nur das Rettungswesen einen Nutzen, sondern auch Dräger selbst. So konnte Dräger die von diesen Pulmotor-Stationen gemeldeten Kritikpunkte und Anregungen für die

Weiterentwicklung ihrer Seriengeräte berücksichtigen und teilweise sogar direkt in der laufenden Produktion umsetzen, was wiederum dem Rettungswesen zugute kam [192, 196].

Ein wichtiger Teil dieses Feedbacksystems waren die von Pulmotoranwendern eingesandten Berichte über Erfolge und Misserfolge von Pulmotoreinsätzen und vor allem die Erfolgsstatistiken, die vom 16. Januar 1912 an von Dräger kontinuierlich in Urkundenreproduktionen veröffentlicht wurden [197]. Die erste Publikation der Erfolgsstatistiken in den Draeger-Heften erfolgte in der Ausgabe Nr. 9 vom März 1913 mit einer Übersicht über die nationalen und internationalen Pulmotor-Einsätze des Jahres 1912 [388]. Die nachfolgenden Publikationen in den Dräger-Heften erfolgten jährlich. Diese „*Chronologische Übersicht der Rettungs-Arbeit des »Pulmotors«*“ [388, 389, 390, 394, 408] genannten Jahres-Statistiken gaben Auskunft über die meldende Rettungsstelle, Datum des Einsatzes, Anzahl der behandelten Patienten, Dauer der Pulmotoranwendung, Ursache des Einsatzes [388, 389, 390, 394, 408] und wurden regelmäßig in den Dräger-Heften besprochen [185, 186, 188, 192].

Diese Statistiken vermeldeten für den Zeitraum 16.01.1912 bis 16.01.1913 insgesamt 131 erfolgreiche Pulmotor-Einsätze, davon 62 im In- und 69 im Ausland [388]. In der Zeit vom 16.04.1913 bis zum 22.01.1915 wurden 335 erfolgreiche Wiederbelebungen verzeichnet, davon 165 im In- und 170 im Ausland [394]. Bis zum 06.01.1917 wurden weitere 92 Rettungen mit dem Pulmotor für Deutschland verzeichnet [408]. Zugleich wurden nur 3 ausländische Rettungen aus Dänemark und den Vereinigten Staaten gemeldet, ein Umstand, der durch die im 1. Weltkrieg verhängte Nachrichtensperre verursacht war [408]. Für den Gesamtzeitraum vom 16.01.1912 bis zum 16.01.1917 verzeichnete Dräger im April 1917 insgesamt 1046 erfolgreiche Pulmotor-Einsätze[151] [186]. In den Begleitartikeln, welche die Rettungszahlen kommentierten, wies Dräger darauf hin, dass über 50 Prozent dieser erfolgreichen Pulmotor-Einsätze eine Rauchgasvergiftung, insbesondere eine Vergiftung mit Leuchtgas, als Ursache zugrunde lag [185, 186, 188, 212]. In zusätzlichen Statistiken wurde außerdem der Erfolg oder Misserfolg des Einsatzes notiert und die Anwendung der Beatmungseinheit oder der Inhalationseinheit des

[151] Es fällt eine deutliche Diskrepanz zwischen den zuvor erwähnten Rettungszahlen und der nachfolgend genannten Zahl von 1046 erfolgreichen Einsätzen auf. Diese lässt sich durch den Umstand erklären, dass viele Berichte über Pulmotor-Einsätze das Drägerwerk erst mit deutlicher Verzögerung erreichten, oder ein längerer Zeitraum verstrich, bis bereits eingetroffene Berichte urkundlich beglaubigt worden waren. Dräger wies mit jeder neu erschienenen Statistik auf diese Problematik hin [388, 389, 390, 394, 408].

Pulmotors vermerkt. Zudem gab eine eigene, über viele Jahre bestehende Artikelreihe Informationen und statistischen Überblick über die Wiederbelebungsarbeit der Hamburger Feuerwehr.



Dem Rettungsdienst zu nutzen,

spricht die Schriftleitung dieser Zeitschrift die dringende Bitte aus: Alle Pulmotor-Stationen möchten sich die Berichterstattung über erfolgreiche **und** vergebliche Pulmotor-Arbeit an das Drägerwerk in Lübeck, Abteilung „Wiederbelebung", zur Pflicht machen. Die Kosten der Berichterstattung, auch der telegraphischen, werden auf Wunsch gern zurückerstattet.

Abb. 221: Aufforderung an die Pulmotor-Stationen über Erfolge und Misserfolge von Pulmotor-Einsätzen zu berichten, verbunden mit einem Hinweis zur Kostenübernahme der Berichterstattung durch Dräger [390].

Dräger war sicherlich eine der ersten Firmen auf dem medizinischen Sektor, die solche Rückmeldungen über erfolgreiche wie nicht erfolgreiche Wiederbelebungen explizit von seinen Kunden, insbesondere von den Pulmotor-Stationen, einforderte und diese anschließend statistisch aufgearbeitet dem Rettungswesen präsentierte[152]. Wie wichtig dem Drägerwerk dieser Informationsgewinn war, zeigt auch die Tatsache, dass der finanzielle Aufwand einer telegraphischen Übermittlung an das Drägerwerk den Berichterstattern zurückerstattet wurde (siehe Abb. 221) [390]. Der Informationsgewinn aus diesen Statistiken und den detaillierten Fallberichten einzelner Pulmotoranwender[153] war sowohl für Dräger als auch für das Rettungswesen enorm und hatte einen nicht unbedeutenden Einfluss auf die Weiterentwicklung von Rettungstechniken, Behandlungsabläufen und notfallmedizinischem Equipment.

[152] Dräger betonte hierbei, dass es sich nie um vollständige Übersichten über die Pulmotoreinsätze handeln konnte [184, 388], zumal nur urkundlich beglaubigte Berichte verwertet wurden [184] und auch nicht aus allen Pulmotor-Stationen Berichte an das Drägerwerk gesendet wurden [183]. Zudem war eine nicht unbedeutende Anzahl von Pulmotoren außerhalb von Pulmotor-Stationen im Einsatz. Spätestens im Verlauf des 1. und 2. Weltkriegs brach der Nachrichtendienst von vielen ausländischen Pulmotor-Stationen ganz ab [408].

[153] Die Fallberichte einzelner Pulmotoranwender wurden ebenfalls in Auszügen kontinuierlich unter dem Namen „Rettungs- und Wiederbelebungs-Apparate in der Praxis" in den Draeger-Heften veröffentlicht. Obwohl Dräger die veröffentlichten Berichte sicherlich gezielt ausgewählt hatte, handelte es sich bei diesen nicht nur um Lobeshymnen auf das neue Beatmungsgerät. Auch Beatmungsprobleme oder Misserfolge wurden, wenn auch in geringerer Zahl, unkommentiert veröffentlicht.

III.9 Nationale und Internationale Reaktionen auf den Pulmotor

III.9.1 Medien und Öffentlichkeit

Bereits in den ersten Jahren nach Markteinführung war der Pulmotor unter Polizei- und Feuerwehrpersonal, bei der Presse und somit auch in der Öffentlichkeit äußerst beliebt [185, 219]. Dies spiegelt unter anderem die in fast allen Dräger-Heften der Anfangsjahre zu findende Rubrik „Rettungs- und Wiederbelebungs-Apparate in der Praxis“ wieder [397, 398, 399, 400]. Diese Rubrik enthielt neben „Leserbriefen“ und Berichten aus den Pulmotor-Stationen vor allem nationale wie internationale Zeitungsberichte, die über Rettungseinsätze mit dem Pulmotor berichteten. Diese Zeitungsberichte, die inhaltlich und stilistisch mit der Überschrift „Pulmotor rettet Leben“[154] versehen werden könnten [395, 402, 403, 405], stammten überwiegend aus Deutschland und den Vereinigten Staaten von Amerika. Vor allem in den Vereinigten Staaten verhalf die fast ausnahmslos positive Medienpräsenz dem Pulmotor zu seinem großen Bekanntheitsgrad und einem Ansehen, das zuvor noch keinem Beatmungsgerät zuteil geworden war. Beides ließ den Namen „Pulmotor“ insbesondere in den Vereinigten Staaten zu einem Synonym für Wiederbelebungsgeräte der unterschiedlichsten Art werden [384]. Der Pulmotor war für die Öffentlichkeit der „Lebensretter“ schlechthin. Auch für nichtmedizinische Themen fand der Begriff „Pulmotor“ Verwendung. Dies verdeutlichen auch die Karikaturen in den Abbildungen 222 und 223. Wie fest der Name „Pulmotor” zur damaligen Zeit im Wortschatz der amerikanischen Öffentlichkeit verankert war, zeigt zum Beispiel die nachfolgende Schlagzeile mit einem Auszug aus dem dazugehörigen Artikel, in dem der Begriff „Pulmotor“ völlig fachfremd aber dennoch für jeden verständlich in einem ökonomischen Zusammenhang verwendet wurde: „*EUROPEAN BRICK AS BUILDING PULMOTOR; Assemblyman Caulfield of Lockwood Committee Hears Untermyer Will Ship It. - European brick may be the pulmotor applied to the New York*

[154] Als exemplarisch für die Berichterstattung der damaligen Zeit können die nachfolgenden Schlagzeilen der New York Times angesehen werden: „*SEVEN SAVED BY PULMOTOR. Pittsburgh Firemen, Pronounced Dead of Suffocation, Are Revived.*“ [405], sowie: „*SAVE MAN THOUGHT DEAD. Life Apparently Extinct, Pulmotor Revives Miner After Hour's Work.*“ [403].

construction industry should it begin to show serious signs of suffocation for lack of domestic supply, according to The Dow Service Daily Building Reports.“ [384].

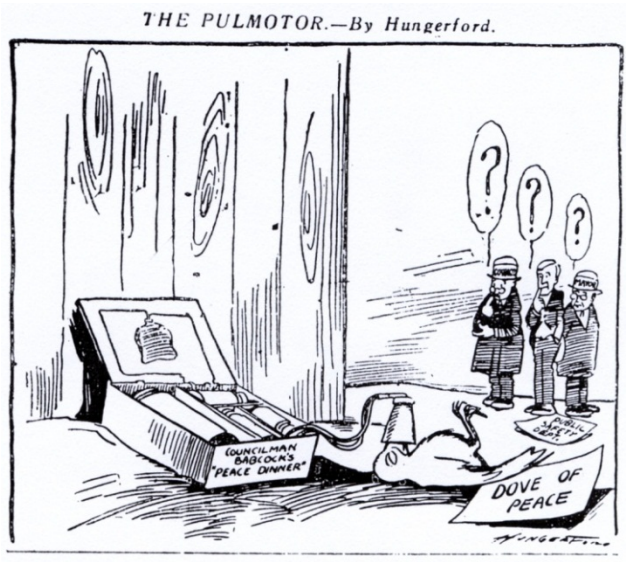


Abb. 222: Karikatur aus „The Sun“, Pittsburgh, vom 28.02.1913, in welcher die Friedenstaube mit einem Pulmotor wiederbelebt wird [201].



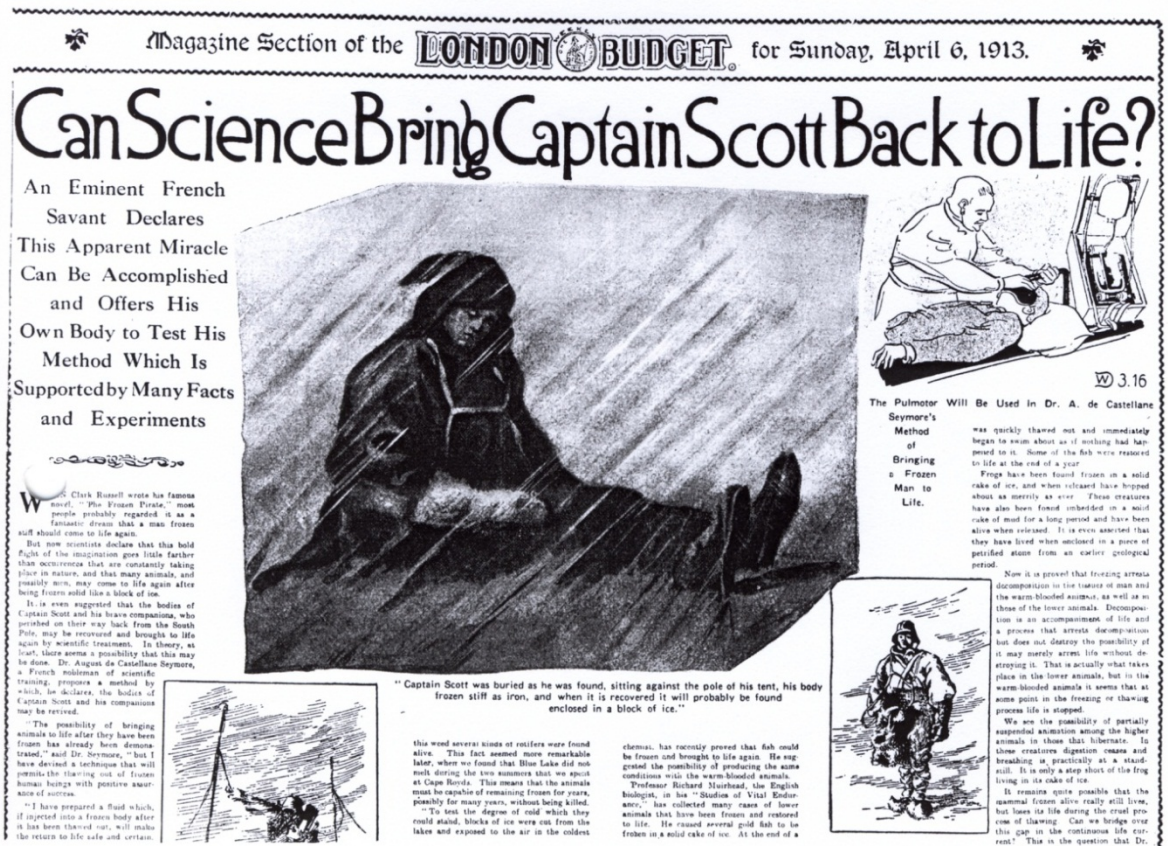
Abb. 223: Karikatur aus „The New York World“, Datum unbekannt, die sich auf das New Yorker U-Bahn Unglück von 1915 bezieht [187].

Diese Form der intensiven öffentlichen Wahrnehmung eines Beatmungsgerätes war für die damalige Zeit sicherlich einzigartig und wäre auch in der heutigen Zeit bemerkenswert. Ein ähnlich großes Interesse mit entsprechend tiefer Verankerung im Wortschatz der Bevölkerung widerfuhr erst wieder der „Iron Lung“.

In der öffentlichen Meinung war der Name „Pulmotor“ nicht nur gleichbedeutend mit jeder Art von Lebensrettung. Vielmehr wurde das Gerät an sich als eine Art „Wunderwaffe“ gegen den Tod angesehen, welche ohne menschliches Zutun oder gar medizinisches Eingreifen jeden Toten wieder zum Leben erwecken könnte [165]. So wurde in Presseberichten der 1910er und 1920er Jahren, in völliger Verkennung physiologischer Zusammenhänge, immer wieder von Versuchen berichtet, bereits Verstorbene mit Hilfe des Pulmotors wieder zum Leben zu erwecken. Von Dräger wurden diese Berichte teils amüsiert, teils mit gewisser Sorge dementiert: „*In Nordamerika und in Deutschland sind wir manchem Fall begegnet, in dem bei plötzlichem Tod nicht eher an das Verscheiden geglaubt wurde, bis nicht der Pulmotor eine letzte Rettung versucht hatte. In Kreisen, in denen von der wunderbaren Heilkraft des Sauerstoffes nichts bekannt war, verbanden sich mit den Heilwirkungen des Pulmotors abergläubische Vorstellungen, denen gegenüber unsere Aufklärungsarbeit nicht immer durchdrang. Der Pulmotor ruft keine Toten wieder; er vermag den erloschenen*

Gottesfunken nicht wieder zu erwecken.“ [187]. Trotzdem wurde dem Pulmotor dieser Aberglaube der Öffentlichkeit im Rahmen des „Pulmotor-Streits“ wiederholt zum Vorwurf gemacht. So kritisierte der amerikanische Anästhesist Paluel Flagg (1886-1970) noch 1944 die Haltung der Öffentlichkeit und von medizinischen Kreisen, im Falle einer Wiederbelebung völlig auf mechanische Apparate zu vertrauen: „*It would appear, from the matter presented, that the recovery of the asphyxiated patient turns exclusively upon the operation of mechanical gadgets designed to meet and overcome all conditions accompanying the unconscious state. If the patient recovers, he has been saved; if he dies, he was beyond all hope of rescue.“* [165].

Wie weit die Vorstellungen der Presse und damit der öffentlichen Meinung über die Fähigkeiten des Pulmotors von der Realität entfernt waren zeigt ein Bericht des „London Budget“ vom 6. April 1913 (siehe Abb. 224), in dem durchaus ernsthaft vorgeschlagen wurde, den bei seiner Rückkehr vom Südpol erfrorenen englischen Polarforscher Robert Falcon Scott (1868-1912) mit Hilfe des Pulmotors wieder zum Leben zu erwecken [187]. Dräger kommentierte diesen Bericht amüsiert in den Dräger-Heften 45/46 unter der Überschrift „*Ein phantasievoller Vorschlag*“: „*[…] Wie dem sei, die Schriftleitung durfte die gut illustrierte Abhandlung mit dem Bewusstsein der Öffentlichkeit übergeben, einen guten Unterhaltungsstoff geliefert zu haben.*“ [187].



Magazine Section of the LONDON BUDGET for Sunday, April 6, 1913.

Can Science Bring Captain Scott Back to Life?

An Eminent French Savant Declares This Apparent Miracle Can Be Accomplished and Offers His Own Body to Test His Method Which Is Supported by Many Facts and Experiments

"Captain Scott was buried as he was found, sitting against the pole of his tent, his body frozen stiff as iron, and when it is recovered it will probably be found enclosed in a block of ice."

The Pulmotor Will Be Used in Dr. A. de Castellane Seymore's Method of Bringing a Frozen Man to Life.

Abb. 224: Auszug aus dem „London Budget“ vom 6. April 1913 mit Abbildung eines Pulmotors rechts oben [187].

Hauptsächlich aber beschäftigten sich die Medien in den ersten Jahren der Pulmotor-Markteinführung mit realen Rettungsaktionen, in denen der Pulmotor erfolgreich eingesetzt werden konnte. Eine dieser Rettungsaktionen jener Zeit, welche den Pulmotor einer breiten Öffentlichkeit bekannt machte, war ein Brand in den Fahrtunneln der New Yorker Untergrundbahn am 6. Januar 1915 (vgl. auch Abb. 223) [193]. In zwei Schächten der Untergrundbahn war es zwischen 53. Straße und Broadway zu einem Kurzschluss gekommen, bei dem das brennbare Isolierungsmaterial der Kabelstränge unter starker Rauchentwicklung abbrannte [66, 193]. Dies führte zu Rauchvergiftungen bei Dutzenden von Passagieren mit nachfolgender Bewusstlosigkeit und Todesfolge in einem Fall. Aufgrund der Rauchvergiftungen forderte die Feuerwehr mehr als 36 Pulmotore nebst Rettungspersonal von umliegenden Elektrizitätswerken, Gaswerken und Krankenhäusern an, die bei etwa 50 Bewusstlosen erfolgreich angewendet wurden (siehe Abb. 225 und 226) [193]. Nicht zuletzt der erfolgreiche Einsatz der Pulmotore führte zur Bildung einer speziellen, mit Rauch-Schutzhelmen ausgestatteten Pulmotor-Einheit der Feuerwehr nur wenige Tage nach dem

Brand. Diese Einheit sollte bei Bränden mit starker Rauchentwicklung zum Einsatz kommen [396].





Abb. 225 und 226: Rettungseinsatz im Rahmen des New Yorker Untergrundbahn Brands vom 06.01.1915 [193].

Die Beliebtheit des Pulmotors in den USA und im europäischen Ausland, vor allem in den Anfangsjahren nach Markteinführung, zeigte sich auch in den Auszeichnungen, die dem Pulmotor in dieser Zeit verliehen wurden. Dazu gehörten Auszeichnungen auf dem Internationalen Medizinischen Kongress von 1913 in London [399] und auf der Internationalen Pharmazeutischen Ausstellung von 1913 in Wien [399]. Herausragend ist vor allem die Verleihung der „Scientific American Gold Medal“ an die „Draeger Oxygen Apparatus Company“ durch das „American Museum of Safety“ in New York. Diese Auszeichnung erhielt die amerikanische Tochtergesellschaft der Firma Dräger im Januar 1913 (siehe Abb. 227 und 228) [201].



Abb. 227: Abbildung der „Scientific American Gold Medal“, welche 1913 der Draeger Oxygen Apparatus Company für den Pulmotor verliehen wurde [201].

The American Museum of Safety

CABLE MUSAFSAN

PHONE BRYANT 4600

Incorporated by Special Charter, Chapter 152 Laws of 1911, State of New York

Devoted to the Safety, Health and Welfare of Industrial Workers
and the Technique and Science of Industry

January 2 1913.

RECEIVED
JAN 3 1913

The Draeger Oxygen Apparatus Co.,
Commercial Building,
Pittsburgh, Pa.

Gentlemen:--

At a recent meeting of the Executive Committee of the American Museum of Safety, it was unanimously decided that the Scientific American Gold Medal for the most efficient safety device invented during the last three years, and exhibited at the Museum, should be awarded to the Draeger Oxygen Apparatus Company.

It is very desirable that your most influential representative in this country should be present to receive the award personally at the annual meeting of the Museum, January 23, in New York City.

Will you kindly advise me, whom we may have the pleasure of welcoming on that occasion, and oblige,

Yours very sincerely,

Director.

Abb. 228: Mitteilung des American Museum of Safety vom 02.01.1913 an die Draeger Oxygen Apparatus Company über die ausstehende Preisverleihung am 23.01.1913 [201].

III.9.2 Verkaufszahlen und Verbreitung

Der Pulmotor war auch aus ökonomischer Sicht ein Erfolgsmodell. Nachdem Dräger in den Anfangsjahren von 1909 bis 1911 [185] bewusst nur eine begrenzte Stückzahl von Geräten an einen ausgewählten Kundenkreis zur Erprobung ausgeliefert hatte [185, 197], wurden bis zum Jahresbeginn 1912 fast 2000 Pulmotore weltweit verkauft [185]. 1913, fünf Jahre nach Beginn der Serienfertigung, waren bereits über 3.000 Pulmotore im Einsatz – eine für die damaligen Verhältnisse enorme Stückzahl [329]. Zehn Jahre später, 1923, hatte sich die Anzahl der im Einsatz befindlichen Pulmotore mit knapp 6.000 Stück fast verdoppelt [17]. Nach weiteren 8 Jahren waren weltweit 7000 Pulmotore im Einsatz, wovon allein in Deutschland über 3000 Apparate verwendet wurden [211]. Nur ein Jahr später, 1932, hatte sich die Zahl der eingesetzten Pulmotore bereits um weitere 1000 auf über 8000 Stück erhöht [333]. Im Jahre 1946, 38 Jahre nach Markteinführung des Pulmotors, wurde die Anzahl der im Einsatz befindlichen Geräte auf mehr als 12.000 geschätzt [17, 203]. In den darauffolgenden 20 Jahren wurden weitere 3000 Geräte verkauft. Der rückläufige Absatz der Geräte war sicher nicht zuletzt durch die aufkommenden Konkurrenzgeräte vor allem auf dem U.S. amerikanischen Markt bedingt. Bis 1966 waren „*weit mehr als 15000 Pulmotore […] über die ganze Welt verbreitet.*“ [95]. In den nachfolgen 8 Jahren schien sich die Nachfrage nach dem Pulmotor, zusammen mit der Markteinführung der letzten Pulmotor-Generation „PT 60“, allerdings wieder zu erhöhen, sodass bis 1974 „*mehr als 20000 Pulmotor-Geräte in aller Welt*“ [120] verbreitet waren.

Abnehmer des Pulmotors waren in den Anfangsjahren die Rettungsstellen in Gruben- und Hüttenbetrieben und die entsprechenden Einrichtungen an Binnengewässern und an den Küsten. Später kamen die öffentlichen Feuerwehren und die Werkswehren großer Industriebetriebe hinzu [329]. Dabei fanden die Geräte nicht nur in Deutschland Verbreitung, sondern wurden auch im europäischen und amerikanischen Ausland eingesetzt. Dazu gehörten in den Anfangsjahren Großfeuerwehren und Grubenrettungsstellen in Großbritannien, Schweden und vor allem den USA und Kanada [197, 329]. Später fand der Pulmotor über den gesamten Europäischen Raum Verbreitung. Selbst

Russland[155], Japan (siehe auch Abb. 229) [197, 207, 212, 394, 408], Mexiko [212] und Australien [212, 394, 408] wurden beliefert. Über die deutsche Kolonie „Kiautschou“ drang der Pulmotor auch bis nach China vor [212].



Abb. 229: Pulmotor-Gebrauchsanweisung für den Japanischen Markt, 1940 [207]

[155] Hier wurde zum Beispiel das Industriegebiet um Wladiwostok beliefert [212].

III.9.3 Der Pulmotor-Streit

III.9.3.1 Definition und Hintergründe des Pulmotor-Streits

Unter dem Begriff „Pulmotor-Streit[156]“ fasste die Firma Dräger die gegen den Pulmotor gerichtete Kritik zusammen, die von verschiedenen nationalen und internationalen Institutionen und Personen am Pulmotor geübt wurde. Bemerkenswert an dieser Kritik ist unter anderem der lange Zeitraum von mehreren Jahrzehnten, über den die einzelnen Kritikpunkte immer wieder geäußert wurden, ohne dass es zu einer abschließenden Lösung für oder wider den Pulmotor kam.

In diesem Kapitel sollen die einzelnen Kritikpunkte, die dahinter stehenden Personen und Institutionen und ihre Motivation beleuchtet werden.

Während der Pulmotor vor allem in den Anfangsjahren unter Polizei- und Feuerwehrpersonal, bei der Presse und somit auch in der Öffentlichkeit äußerst populär war, stammte die gegen das Gerät gerichtete Kritik vornehmlich aus medizinischen Kreisen [185, 219].

Dabei richteten sich die Vorbehalte selten gezielt und ausschließlich gegen den Pulmotor allein. Zusammenfassend ist vielmehr festzustellen, dass der Pulmotor-Streit Teil eines allgemeinen Richtungsstreits war. Dieser umfasste sämtliche damaligen Wiederbelebungsmethoden, also manuelle wie maschinelle Beatmungsverfahren und hatte sich an der Frage entzündet, wie bei Wiederbelebungen zu verfahren sei. Es handelte sich also um die Schaffung eines Standards über die Wiederbelebung von Scheintoten. Die zentrale Frage war dabei: „Welche Methode der künstlichen Beatmung stellt die beste Form der Wiederbelebung dar?“. Dabei verdeutlicht diese Fragestellung, das die Begriffe „künstliche Beatmung“ und „Wiederbelebung“ geradezu seit biblischen Zeiten als Synonyme verwendet wurden. Die künstliche Beatmung war also für alle Belange der Wiederbelebung verantwortlich. Dies bedeutete aber auch, dass der Beatmung mit der Entdeckung des Blutkreislaufs ein kreislaufgenerierender Effekt zugeschrieben wurde, zumal über die Jahrhunderte scheinbar auch Menschen

[156] Die Schreibweise „Pulmotor-Streit“ anstelle von „Pulmotorstreit“ entstammt den Dräger-Heften [221].

ohne fühlbaren Herzschlag und Puls erfolgreich mittels künstlicher Beatmung wiederbelebt worden waren.

Der um diese Fragestellung entbrannte Streit kam schon kurz nach der Entwicklung der ersten manuellen Beatmungsmethoden um das Jahr 1857 auf [262, 263, 264] und zog sich bis zur Wiedereinführung der Mund-zu-Mund Beatmung durch James Elam (1918-1995) und Peter Safar (1924-2003) in den fünfziger Jahren des 20. Jahrhunderts hin [230]. Im 20. Jahrhundert konzentrierte sich dieser Streit auf die manuellen Beatmungsmethoden nach Silvester (1857) und Schäfer (1904) und spaltete die Industrienationen in zwei Lager [217]. So bevorzugten, wie bereits ausgeführt, Großbritannien, die britisch beeinflussten Staaten, die USA und Frankreich die Methode nach Schäfer [217, 219, 231, 391, 392], während Deutschland und das östliche Europa die Methode nach Silvester favorisierten [189, 196, 217, 219, 231, 391, 392]. Mit dem Aufkommen der ersten Notfall-Beatmungsgeräte oder Wiederbelebungsgeräte weitete sich der Streit um die beste künstliche Beatmungsmethode auf diese Geräte aus. Hierbei nahm der Pulmotor aufgrund seiner öffentlichen Bekanntheit und Beliebtheit eine herausragende Stellung ein. So wurde der Pulmotor oft stellvertretend für die durch Wiederbelebungskommissionen untersuchten Beatmungsgeräte genannt und bewertet [45, 392]. Häufig wurde der Begriff „Pulmotor“ sogar als Synonym für Wiederbelebungs- und Beatmungsgeräte der unterschiedlichsten Art verwendet. Diese Verallgemeinerung geschah nicht nur in der öffentlichen Presse, sondern auch in Fachgremien des Rettungswesens und auf medizinischen Kongressen [214]. Selbst ausgewiesene Gegner des Pulmotors erkannten dieses Synonym an und verwendeten es in ihren Veröffentlichungen [214, 238]. Dementsprechend richtete sich die am Pulmotor geübte Kritik meistens gegen alle Beatmungsgeräte, die mit intrapulmonalem Überdruck arbeiteten, speziell aber gegen Apparate vom „suck and blow“ Typ, die zusätzlich in der Exspirationsphase einen Sog auf die Lunge ausübten [337]. Von diesen Beatmungsgeräten fanden vor allem der Apparat nach Dr. Brat und der amerikanische Lungmotor namentliche Erwähnung in den damaligen Veröffentlichungen.

In den dreißiger und vierziger Jahren kam in den USA eine Vielzahl von Beatmungsgeräten für die Wiederbelebung auf, die mit pulmonalem Überdruck oder Wechseldruck arbeiteten und den Pulmotor langsam von seiner herausragenden Stellung in Bekanntheit und Häufigkeit des Gebrauchs

verdrängten. Mit dieser Entwicklung flaute auch der Pulmotor-Streit ab, zumal einige der Hauptakteure des Streits in der Zwischenzeit verstorben waren.

Wie bereits erwähnt stammten die Kontrahenten des Pulmotor-Streits fast ausschließlich aus medizinischen oder wissenschaftlichen Kreisen. Es handelte sich hierbei oft um Forscher internationalen Rangs, die als Experten auf dem Gebiet des Rettungswesens Entscheidungsträger in staatlichen oder industriellen Wiederbelebungskommissionen waren. Die Streitmotive dieser Kontrahenten waren vielfältig.

An erster Stelle standen häufig wissenschaftliche Argumente, die zu einer mehr oder weniger begründeten Kritik am Pulmotor führten. Ausgangspunkte waren im besten Fall Tierversuche, Literaturrecherchen oder statistische Erhebungen über Leistungen und Nebenwirkungen des Pulmotors. Seltener wurden klinische Studien mit dem Beatmungsgerät durchgeführt. Oft genug waren die gegen den Pulmotor gerichteten Vorbehalte aus heutiger Sicht nur „Expertenmeinungen“, die von den betreffenden Ärzten oder Physiologen aufgrund theoretischer Überlegungen geäußert wurden, teilweise ohne je in den Kontakt mit einem Pulmotor gekommen zu sein. Bezeichnenderweise ließen sich diese Personen nur selten durch neue Erkenntnisse über die Über- und Wechseldruckbeatmung zu einer Revision ihrer „Expertenmeinung“ bewegen.

Diese starre Haltung gegenüber neuen Forschungsergebnissen hatte in einigen Fällen auch handfeste wirtschaftliche Motive. So wollten die Vorsitzenden verschiedener amerikanischer Wiederbelebungskommissionen, die von ihnen selbst entwickelten Wiederbelebungsgeräte auf den Markt bringen und empfahlen sie deshalb in den Kommissionen. Mit einem harten Urteil gegen den Pulmotor sollte gleichzeitig der wichtigste Konkurrent ausgeschaltet werden.

Auch das persönliche Motiv der gekränkten Eitelkeit könnte in Einzelfällen eine Rolle bei der negativen Bewertung des Pulmotors gespielt haben. So schienen sich einige deutsche Physiologen bei der Entwicklung des Pulmotors übergangen gefühlt zu haben, wie folgende Äußerung aus einer Veröffentlichung zeigt: „*Die obigen Erfahrungen zeigen, wohin es führen kann, wenn Atmungsgeräte konstruiert werden, ohne daß hierbei ein Arzt oder Physiologe gehört wird.*“ [222].

In vielen Fällen waren die Vorbehalte gegen den Pulmotor politisch motiviert und standen unter dem Einfluss der zunehmenden nationalen Rivalitäten im Zuge des ersten und zweiten Weltkriegs. Diese antideutsche Haltung bestand vor allem in

Großbritannien, den unter britischem Einfluss stehenden Staaten und Frankreich und äußerte sich nicht nur in Form von gegen den Pulmotor gerichteter Kritik [274]. Auch in der gezielten Verschleierung der deutschen Herkunft erfolgreicher Erfindungen zeigte sich die gerade in Großbritannien herrschende antideutsche Einstellung. So wurde unter anderem der Einsatz deutscher Rettungsgeräte bei englischen Grubenunglücken verschwiegen oder der Pulmotor zur Erfindung eines amerikanischen Offiziers gemacht [274]. Kurioserweise übernahm die deutsche Presse einige solcher Meldungen, was die Firma Dräger mitunter in Erklärungsnot brachte [274]. Nach eigenen Angaben kostete es Dräger trotz urkundlicher Nachweise viel Mühe, die deutsche Öffentlichkeit bei einigen ihrer Rettungsgeräte von deren deutscher Herkunft zu überzeugen [274].

Neben der Auseinandersetzung mit Ärzten auf wissenschaftlicher Ebene wurde der Pulmotor-Streit in seinem Verlauf durch geschäftliche Konflikte kompliziert. So sprangen einige der Konkurrenten Drägers auf den fahrenden Zug der bereits laufenden wissenschaftlichen Kontroverse auf und versuchten, die gegen den Pulmotor erhobenen Vorwürfe zu nutzen, um sich der Konkurrenz dieses Beatmungsgeräts zu entledigen. Hierbei taten sich vor allem die Hersteller der Wiederbelebungsgeräte „Inhabad“ in Deutschland und „Lungmotor“ in den USA in einer Weise hervor, die aus heutiger Sicht als „unlauterer Wettbewerb“ beurteilt werden könnte [220, 303].

III.9.3.2 Verlauf des Pulmotor-Streits

Obwohl der Pulmotor bereits 1908, dem Jahr seiner Markteinführung, im Rahmen des I. Internationalen Rettungskongresses in Frankfurt am Main einem internationalen medizinischem Fachpublikum vorgestellt wurde, dauerte es weitere fünf Jahre, bis auch von der medizinisch-wissenschaftlichen Seite Stellung zum Pulmotor bezogen wurde [217]. Bis zu diesem Zeitpunkt waren bereits über 2000 Geräte weltweit im Einsatz und Dräger konnte allein in Deutschland auf die Erfahrungsberichte von rund 300 erfolgreichen Rettungseinsätzen zurückgreifen [185]. Der Pulmotor war also im Rettungswesen bereits weit verbreitet und bekannt und rückte mit seinen immer zahlreicher werdenden Erfolgsmeldungen zunehmend in den Blickpunkt notfallmedizinischen Interesses [185].

Empfehlungen auf dem II. Internationalen Rettungskongress in Wien (1913)

Die erste Stellungnahme zum Pulmotor erfolgte von wissenschaftlicher Seite 1913 auf dem II. Internationalen Rettungskongress in Wien durch die holländischen Delegierten G. van Eysselsteyn[157] und C. J. Mijnlieff[158] [189, 203, 209, 217, 219, 220]. Beide Referenten äußerten sich zur Wiederbelebung bei Ertrinkungsfällen und traten hierbei für die manuelle Beatmungsmethode nach Silvester ein [189, 203, 220]. Gleichzeitig lehnten sie maschinelle Beatmungsverfahren, namentlich den Pulmotor ab, weil er eine Umkehr der physiologischen Atmungsvorgänge herbeiführe, also unphysiologisch wirken würde und somit gefährlich sei [203, 209, 220]. So forderte van Eysselsteyn: „*Aber auch die künstliche Atmung mittels Instrument soll physiologisch sein, sonst ist diese Methode gefährlich und eher geeignet, die Scheintoten zu töten als wieder zu beleben.*“ [220]. Gerade dieses Argument der „unphysiologischen Wirkweise“ zeigte, dass der Pulmotor-Streit nur einen Teilaspekt der bereits seit dem 19. Jahrhundert diskutierten Streitfrage nach der besten Beatmungsmethode darstellte. So stammte der Vorwurf des Unphysiologischen noch aus den Anfängen der manuellen Beatmungsmethoden, wo er gegen die damals übliche Blasebalgbeatmung ins Feld geführt wurde [21]. Im Jahre 1913 schürte er erneut die noch bestehenden Ressentiments gegen die Überdruckbeatmung an sich. Mit der Ablehnung maschineller Beatmungsverfahren und ihrer Argumentation und Kritik gegen den Pulmotor lösten van Eysselsteyn und Mijnlieff eine erneute Kontroverse unter den anwesenden Ärzten um die künstlichen Beatmungsmethoden aus, die weder auf diesem, noch auf den folgenden Rettungskongressen der nächsten 26 Jahre gelöst werden konnte [189, 217, 220]. Auch der Pulmotor-Streit hatte hier letztendlich seinen Ursprung [217]. Die durch die beiden holländischen Ärzte losgetretenen Diskussionen um den Pulmotor und andere Beatmungsgeräte erscheinen im Rückblick befremdlich. Schließlich fällten beide ihre ablehnenden Urteile allein aufgrund theoretischer Überlegungen und nicht auf dem Boden praktischer Erfahrungen mit solchen Geräten. So gestand van Eysselsteyn in der nach seinem Vortrag entstandenen Diskussion: „*Über die neueren maschinellen Methoden habe ich mich in meinem Buche „Über die Methoden der künstlichen*

[157] Biografische Daten unbekannt.
[158] Biografische Daten unbekannt.

Atmung“ nicht ausgesprochen. Ich habe keine Erfahrung mit diesen Apparaten.“ [196, 220].

Die amerikanischen Wiederbelebungskommissionen (1913 und 1914)

Ganz anders sah es mit den Empfehlungen zweier amerikanischer Wiederbelebungskommissionen aus den Jahren 1913 und 1914 aus. Hier erfolgte die Beurteilung des Pulmotors weniger aufgrund theoretischer Überlegungen, sondern vielmehr auf der Basis einer Reihe von Tierversuchen [52, 220, 274].
Diese Wiederbelebungskommissionen wurden 1912 in den USA gegründet und sollten sich mit dem Scheintod durch Unfälle mit Minengasen oder Elektrizität beschäftigen und abschließend Empfehlungen zur Behandlung der Verunfallten durch Laienhelfer geben. Die „Commission on Resuscitation from electric shock” entstand auf Initiative der „National Electric Light Association”, also eines Wirtschaftsverbands. Dagegen wurde das „Committee on Resuscitation from Mine Gases” auf Betreiben des „Bureau of Mines“ gegründet, der US-Aufsichtsbehörde über das Grubenwesen, welches dem Innenministerium der Vereinigten Staaten von Amerika unterstellt war [52, 137, 196, 219, 274, 391, 404, 406]. In beide Gremien wurden die gleichen Mitglieder der American Medical Association berufen. Dazu gehörten die Physiologen Samuel Meltzer (1851-1920), Yandell Henderson (1873–1944), Walter Cannon (1871-1945) und Joseph Erlanger (1874-1965) sowie der Chirurg George Crile (1864–1943) [52, 404, 406]. Die „Commission on Resuscitation from electric shock” berichtete über die Ergebnisse ihrer Untersuchungen auf der 36. Tagung der National Electric Light Association in Chicago vom 2. bis 6. Juni 1913 [196, 220, 274]. Der Bericht des „Committee on Resuscitation from Mine Gases” wurde 1914 durch das Bureau of Mines veröffentlicht [391, 406]. Beide Kommissionen hatten die zur damaligen Zeit auf dem Markt befindlichen Wiederbelebungsapparate, namentlich den Pulmotor, den Apparat nach Dr. Brat, den Lungmotor und den Salvator[159], untersucht und kamen bezüglich der künstlichen Beatmung, speziell der maschinellen Beatmung, zu den gleichen Ergebnissen [274, 406]. Hierbei richteten beide Kommissionen ihr Augenmerk vor allem auf den Pulmotor, auf den ein Großteil der Versuche entfiel. Diese Versuche wurden an Hunden, teilweise aber auch an Katzen und

[159] Weiterführende Informationen zu diesem Apparat waren nicht zu ermitteln.

Kaninchen durchgeführt, die zu diesem Zweck narkotisiert und kurarisiert worden waren. Die künstliche Beatmung erfolgte anschließend über speziell an die Tiere angepasste Masken unter Hervorholen der Zunge. Im weiteren Verlauf der Versuche wurden einige Tiere auch über eine per Tracheotomie in die Luftröhre eingeführte Kanüle beatmet. Die Geräte Dr. Brat, Lungmotor und Salvator wurden nur zu einem geringen Teil zu den Experimenten herangezogen [274, 406], wobei allerdings auf die zwischen dem Brat-Apparat und dem Pulmotor übereinstimmenden Ergebnisse hingewiesen wurde [406]. In diesen Untersuchungsberichten wurden Pulmotor und Brat-Apparat abgelehnt. Erstaunlicherweise erfolgte keine weitere Erwähnung des amerikanischen Konkurrenten Lungmotor, obwohl dieser den beiden deutschen Apparaten in seiner Wirkweise („Suck & Blow“) sehr ähnlich war [220, 274]. Auch die amerikanische und später auch die deutsche Presse berichten im Zusammenhang mit den Wiederbelebungskommissionen fast ausschließlich über Pulmotor und Brat-Apparat [220, 406].

Ergebnisse der amerikanischen Wiederbelebungskommissionen (1913 und 1914)

Neben einer allgemein gehaltenen Kritik gegen den Brat-Apparat und den Pulmotor, die sich auf das Gewicht (zu schwer), den Verkaufspreis (zu teuer) und den Sauerstoffverbrauch (zu hoch) bezog, wurde vor allem der Pulmotor wegen mangelhafter Lungenventilation und möglicher Lungenschädigung angegriffen [52, 219, 391, 406]. In diesem Zusammenhang wurden drei zentrale Konstruktionsmerkmale des Pulmotors bemängelt: die Verwendung von Gesichtsmasken, die automatische Umschaltvorrichtung und die exspiratorische Saugphase [220, 274].

An der Verwendung von Atemmasken mit dem Pulmotor (und Brat-Apparat) kritisierten die Kommissionen, dass dadurch nicht das Atemwegsproblem umgangen werden konnte. So kam es auch unter hervorgeholter Zunge häufig zu erhöhten Atemwegswiderständen, wodurch eine suffiziente Ventilation verhindert wurde. Zudem führte die Beatmung häufig zur Luftinsufflation in den Magen, ein Effekt, der durch die Ausführung des Luftröhrendrucks nach Roth angeblich eher noch verstärkt wurde und eine adäquate Beatmung zusätzlich erschwerte [220,

274]. Erst nach Tracheotomie konnte eine erfolgreichere Beatmung der Versuchstiere durchgeführt werden [274].

Im Zusammenhang mit der unter Maskenanwendung bestehenden Atemwegsproblematik kritisierten die Kommissionen die automatische Umschaltvorrichtung des Pulmotors und die maximal erreichbaren positiven Beatmungsdrücke, die sie für zu niedrig erachteten, um eine ausreichende Ventilation zu erzielen. Gerade die automatische Umschaltung würde eine effektive Beatmung verhindern, da sie schon bei geringen Widerständen in den Atemwegen die Inspiration abbrechen und eine Exspiration einleiten würde. Auch kleinste Veränderungen der Kopflagerung würden zur automatischen Umschaltung führen und damit eine weitere Ventilation zunichte machen [220, 274]. Als Ursache für die zu frühe Umschaltung machten die Kommissionen die niedrigen (Trigger-)Drücke aus, auf welche die Umschaltvorrichtung eingestellt war [220, 274]. So schaltete das in den Tierversuchen verwendete Pulmotor-Modell häufig bereits bei einem intratrachealen Druck von 4 cm WS (Wassersäule) auf Exspiration um [274, 337]. Erst die Umschaltung von Hand erlaubte in den Experimenten die Anwendung von höheren Beatmungsdrücken und ermöglichte damit größere Atemzugvolumina [220, 274].

Der zentrale Kritikpunkt, der von den Kommissionen gegen den Pulmotor (und den Apparat nach Dr. Brat) vorgebracht wurde, war die Verwendung von Unterdruck in der Exspirationsphase der Geräte. Diese Saugphase wurde als schädigend für die Lungen angesehen, da durch den Sog die Wände der Bronchiolen und Alveolen kollabieren und zusammenkleben könnten [52, 195, 196, 219, 220, 274]. Der durch die Adhäsionskräfte dieser feuchten Wandstrukturen aufgebaute Widerstand konnte durch den geringen Inspirationsdruck des Pulmotors nicht überwunden werden, sodass die kollabierten Lungenareale nicht wiedereröffnet würden [195, 196, 220, 274]. Folglich käme es zu einer ausschließlichen Ventilation des Bronchialbaums ohne suffizienten Gasaustausch, obwohl die Thoraxbewegungen weiterhin eine normale Beatmung des Patienten vortäuschten [274]. Zu dieser Auffassung kamen die Kommissionen anhand der Beobachtungen, die im Rahmen der Tierversuche bei Eröffnung des Thorax gemacht wurden, nachdem die Versuchstiere über einen längeren Zeitraum mit dem Pulmotor beatmet worden waren. Hierbei zeigten sich vielfach atelektatische Lungenbezirke mit angrenzenden überblähten Arealen [220, 274]. Im Bericht an

die National Electric Light Association von 1913 wurde dazu folgendes vermerkt: *„When the thorax was opened, after the pulmotor had been used for a while, the lungs often presented an uneven appearance, small collapsed areas alternating with much dilated areas. After connecting with the ordinary laboratory respiratory apparatus this unevenness soon disappeared. […] Furthermore, when the air is actively sucked out, the walls of many of the bronchioles and alveoli are liable to collapse and stick together, so that the next inspiratory pressure, which is barely sufficient to overcome the elasticity of the lung, is not strong enough to overcome the resistance offered by the adherent surfaces. The successive additional respiratory changes may therefore take place largely in the bronchial tree and not sufficiently in the alveoli; that is, there may be a lessened exchange of gases while the movements of the thorax still simulate normal respiration.“* [274].

Empfehlungen der Kommissionen zu Pulmotor und Brat-Apparat

Wie beschrieben wurden die Beatmungsgeräte Pulmotor und Brat-Apparat von beiden Wiederbelebungskommissionen scharf angegriffen. Allerdings verwarfen die Kommissionen in ihren Berichten den Gebrauch der beiden Geräte nicht grundsätzlich. Stattdessen schränkten sie die Anwendung der Geräte auf einen kurzen Zeitraum und auf bestimmte Situationen ein. So sollte der Pulmotor bei Patienten ohne eigene Atmung nur von Hand verwendet werden, um die nach Meinung der Kommissionen unzuverlässige Umschaltautomatik zu umgehen[160]. Die Dauer der Anwendung sollte in diesem Fall aufgrund der als gefährlich erachteten Saugphase auf maximal 5 bis 6 Minuten beschränkt werden[161] [220, 274]. Erstaunlicherweise hielten die Kommissionen die Anwendung des Pulmotors und des Brat-Apparats bei Patienten mit langsamer Spontanatmung für gefahrlos und sogar gewinnbringend: „*In cases of slow and stertorous breathing, however, both machines can probably be used for a longer time with benefit and without danger.*“ [274].

[160] An dieser Stelle wurde im Berichten an die National Electric Light Association angemerkt, dass sich der Pulmotor ohne die automatische Umschaltung nur unwesentlich vom Gerät nach Dr. Brat unterscheiden würde [274].
[161] Diese Beschränkung der Anwendungsdauer auf 5 bis 6 Minuten galt auch für den Apparat nach Dr. Brat [274].

Empfehlungen der Kommissionen zum Meltzer-Apparat

Anstelle des Pulmotors, oder auch des Apparats nach Dr. Brat und des Lungmotors, empfahlen beide Kommissionen den „Apparat für pharyngeale Insufflation“ nach Samuel Meltzer [52, 196, 219, 220, 245, 391, 406, 415]. Dieses Gerät, dessen Aufbau und Funktionsweise aus der Abbildung 230 ersichtlich sind, ermöglichte die Applikation von intermittierendem Überdruck auf die Lungen des Patienten über einen in den Rachenraum vorgeschobenen Pharyngealtubus *PT* [219, 337, 383]. Der aus Metall gefertigte Pharyngealtubus *PT* war 38 mm breit, 27 mm hoch und 18 cm lang. Er verfügte über eine flache Unterseite, die über dem Zungengrund zu liegen kam, während die abgerundete Oberseite zum Gaumen zeigte. Bei einem Erwachsenen mittlerer Größe sollte auf diese Weise der Rachenraum durch den Tubus ausgefüllt und ein Entweichen der zugeführten Beatmungsluft durch Mund und Nase möglichst vermieden werden. Über ein verschließbares zweites Lumen konnte ein Gummikatheter (Stomach Tube *ST*) von 33 French durch den Metalltubus hindurch in den Magen eingelegt werden. Zur Überdruckbeatmung wurde dieser Tubus über Gummischläuche mit der Antriebseinheit des Geräts verbunden. Diese bestand entweder aus einem Blasebalg *B* aus dem Glasbläsergewerbe, der mit dem Fuß betrieben wurde, oder aus einer Sauerstoffflasche, deren Überdruck zur Beatmung verwendet wurde. Zwischen Metalltubus und Antriebseinheit war das sogenannte Atemventil (Respiratory Valve *RV*) zwischengeschaltet, eine 10 x 3 cm große Metallröhre, deren Ventilscheibe über einen außen an der Röhre angebrachten Ring bedient wurde. Zusätzlich war diese Beatmungsvorrichtung mit einem Sicherheitsventil (Safety Valve *SV*) versehen. Dieses Sicherheitsventil bestand aus einer nach dem Wasserschlossprinzip arbeitenden Glasflasche, die zu einem Teil mit Quecksilber gefüllt war. Ein in das Quecksilber eintauchendes, verschiebbares Überlaufrohr stellte die Verbindung zur Atmosphäre her und bestimmte mit seiner Position unterhalb des Quecksilberspiegels die Höhe des Überdrucks in den

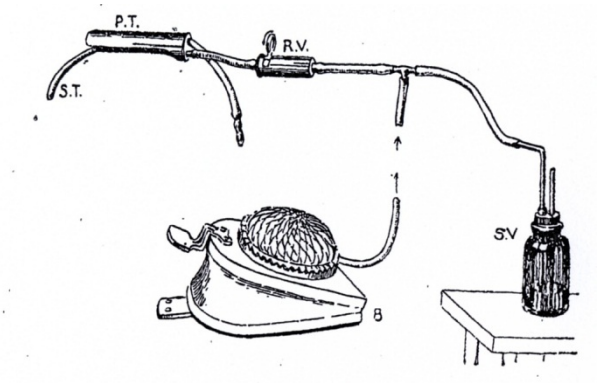


Abb. 230: Apparat für pharyngeale Insufflation nach Samuel Meltzer mit Fuß-Blasebalg, 1913 [219]

Atemschläuchen und somit in den Lungen. Über dieses Ventil entwich die Beatmungsluft ab einem Überdruck von 20 bis 25 mm Hg [383].

Das Beatmungsgerät wurde wie folgt verwendet: Zuerst wurde die Zunge unter Verwendung einer Zungenzange hervorgeholt. Dies erleichterte das Positionieren des Pharynxtubus im Rachenraum. Anschließend wurde die Zungenzange unter Zug am Hals des Patienten befestigt oder die Zunge selbst mittels Faden am Pharynxtubus fixiert, um so eine nachträgliche Verlegung der oberen Atemwege zu unterbinden. Anschließend wurde mit Hilfe des Blasebalgs oder der Sauerstoffflasche ein kontinuierlicher Luftstrom bei einem Überdruck von maximal 20 bis 25 mm Hg auf den Pharyngealtubus geleitet. Bewegte der Helfer den Ring des Atemventils im Atemrhythmus von links nach rechts, so gelangte dieser Luftstrom durch den Metalltubus in den Pharynx und von dort idealerweise in die Lungen des Patienten. Die Stellung des Rings nach links gab eine Öffnung im Atemventil frei, durch welche die ausgeatmete Luft des Patienten an die Umgebung abgegeben wurde. Während der Beatmung wurde der Bauch des Patienten durch Gewichte und einen umgeschnallten Gürtel komprimiert. Hierdurch sollte das Einblasen von Luft in den Magen und die Därme verhindert werden[162]. Zudem erhoffte man sich einen positiven Effekt auf den Kreislauf, indem durch die intraabdominelle Druckerhöhung das venöse Pooling im Darmbereich verhindert werden sollte [383].

Gerade im Zusammenhang mit dem Pulmotor-Streit und der Ablehnung der Beatmungsgeräte Pulmotor und Brat-Apparat durch die Wiederbelebungskommissionen erscheint die Empfehlung dieses Geräts für pharyngeale Insufflation von Samuel Meltzer durch dieselben Kommissionen erstaunlich. Dies hat mehrere Gründe.

So gehörte der Beatmungsapparat von Meltzer nicht zu den von den Kommissionen eingehend in Tierexperimenten untersuchten Beatmungsgeräten. Es wurde also in den Kommissionsberichten eine Empfehlung für ein Beatmungsgerät ausgesprochen, an das nicht die gleichen Maßstäbe angelegt worden waren, wie an die untersuchten Beatmungsgeräte (Pulmotor, Brat,

[162] Hierzu schlug Meltzer vor, dass sich der Helfer auf den Bauch des Patienten setzten solle, wenn kein als Gewicht verwendbarer Gegenstand zur Hand sein sollte [383]. Es bleibt fraglich, ob diese Methode eine Luftinsufflation in den Magen besser unterband und die gleichzeitige Beatmung des Patienten weniger behinderte als die Methode des „Speiseröhrendrucks“ [92] von Otto Roth. Der Handgriff nach Roth war von den Kommissionen und von Meltzer verworfen worden, da er eine suffiziente Beatmung verhindern würde, ohne einer Luftinsufflation des Magens ausreichend entgegenzuwirken [274].

Lungmotor, Salvator). Meltzer selbst gab zwar die Durchführung von Tierversuchen und Experimenten an menschlichen Leichen an, ein Vergleich mit den Konkurrenzgeräten (wie dem Pulmotor) unter denselben Versuchsbedingungen erfolgte jedoch nicht. Zudem beschränkten sich die praktischen Wiederbelebungserfolge des Meltzer-Apparats auf nur zwei Einsätze. Von einer Etablierung in der Rettungspraxis konnte also nicht die Rede sein [383].
Dies lag nicht zuletzt an der Tatsache, dass der Apparat für pharyngeale Insufflation für das Rettungspersonal eher schwer zu handhaben war [245, 383]. Dies wurde auch in den Wiederbelebungskommissionen erkannt, die an erster Stelle die Anwendung der manuellen Beatmungsmethode nach Schäfer empfahlen, da sie den Laienhelfer nicht für ausreichend qualifiziert hielten, den Beatmungsapparat von Meltzer korrekt zu bedienen [245, 383]. Meltzer dagegen behauptete, dass die Bedienung seines Geräts so einfach sei, dass auch Laienretter es bedienen könnten. Allerdings handelte er so, als ob er dieser Behauptung selbst nicht vertrauen würde. So ging er davon aus, dass die vorgesehene Magensonde nicht durch einen Laienhelfer platziert werden konnte und empfahl für diese Fälle bereits prophylaktisch die alleinige Verwendung von auf dem Abdomen positionierten Gewichten.
Außerdem entwickelte Meltzer eine Variante seines Beatmungsgeräts, die auf die Verwendung des mitunter schwierig zu positionierenden Pharyngealtubus verzichtete und stattdessen mit einer Gesichtsmaske, ähnlich der Pulmotormaske, versehen worden war [383]. Mit dieser in Abbildung 231 dargestellten „Masken-Variante“ wollte Meltzer den Vorwurf der zu komplizierten Handhabung seines Beatmungsgeräts umgehen und so für eine weitere Verbreitung in der Rettungspraxis sorgen. Tatsächlich aber hatte der Meltzer-Apparat unter Verwendung einer Gesichtsmaske mit den gleichen Problemen in Bezug auf das Offenhalten der Atemwege zu kämpfen, wie die konkurrierenden Beatmungsgeräte Pulmotor und Brat-Apparat [383]. Aber gerade diese ungelöste Atemwegsproblematik bei der Verwendung von Gesichtsmasken

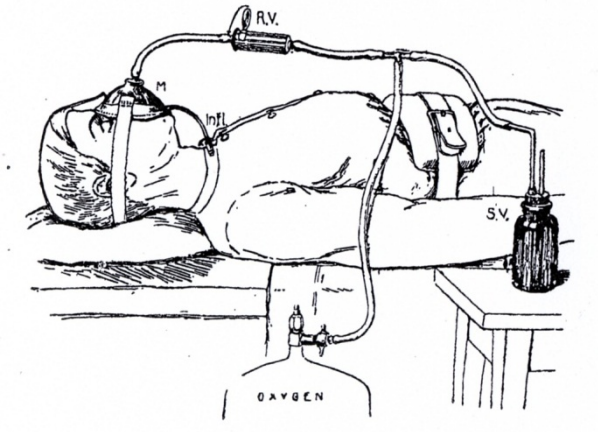


Abb. 231: Meltzer-Apparat mit Gesichtsmaske und Sauerstoffflasche, 1913 [219]

war unter Meltzer durch die Wiederbelebungskommissionen am Pulmotor kritisiert worden [220, 274]. Außerdem war der Vorteil, den der Pharynxtubus beim Überwinden der Widerstände in den oberen Atemwegen geboten hatte nun nicht mehr existent[163]. Unter Berücksichtigung der durch Meltzer gegen den Pulmotor geäußerten Kritik erscheint diese Empfehlung eines Beatmungsgeräts mit Gesichtsmaske inkonsequent, zumal Meltzer die Vorbehalte gegen die Verwendung einer Gesichtsmaske bei seinem eigenen Beatmungsgerät mit der Begründung, diese Vorbehalte seien in einer lebensbedrohlichen Notfallsituation zu vernachlässigen, fallen ließ. Es scheinen also zweierlei Maßstäbe bei der Beurteilung dieser Beatmungsgeräte angelegt worden zu sein.

Doch auch der „Apparat für pharyngeale Insufflation“ hatte, neben seiner generell eher schwierigeren Anwendung, mit einigen Problemen zu kämpfen, die gerade seinen Konkurrenten Pulmotor und Brat-Apparat in den Kommissionsberichten zum Vorwurf gemacht worden waren. Dieser Umstand machte seine uneingeschränkte Empfehlung durch eben diese Wiederbelebungskommissionen nicht mehr nachvollziehbar.

So war der luftdichte Sitz des Metalltubus im Rachenraum nur bedingt zu gewährleisten. Stattdessen entwich die Beatmungsluft häufig aus Mund und Nase, sodass es zu keinem nennenswerten pulmonalen Druckaufbau und entsprechend auch zu keinem ausreichenden Beatmungsvolumen kam. Gerade diese Probleme – zu geringer Druckaufbau und mangelhaftes Beatmungsvolumen – waren zuvor auch dem Pulmotor vorgeworfen worden. Meltzer sah in diesen Fällen die Tamponade des Rachens mit Kompressen vor [383].

Andererseits konnte auch der Pharynxtubus nicht mit Sicherheit eine Verlegung der oberen Atemwege durch die Zunge verhindern, weshalb Meltzer die Fixierung der Zunge am Tubus oder mit einer Zungenzange befürwortete [383].

---

[163] Ironischerweise hatte Meltzer bereits 1909 zusammen mit seinem Schwiegersohn John Auer (1875-1948) eine Beatmungsmethode entwickelt, welche eine direkte Intubation der Trachea mit einem dünnen Katheter vorsah, durch den ein kontinuierlicher Sauerstofffluss, im Sinne einer apnoischen Oxygenierung, in die Lungen erfolgte [37, 223, 245]. Für diese Methode der „intratrachealen Insufflation“ hatte Meltzer den Beatmungsapparat konstruiert, der später auch für die „pharyngeale Insufflation“ verwendet wurde [245]. Diese „intratracheale Insufflation“ war neben der von Franz Kuhn (1866-1929) entwickelten „peroralen Tubage“ eine der ersten Beatmungsmethoden, die mit Hilfe der endotrachealen Intubation ein sicheres Airwaymanagement durch Umgehen von Atemwegshindernissen ermöglichte [37, 223, 245]. Allerdings konnte sich die Methode, die vornehmlich in der Chirurgie bei thorakalen Eingriffen verwendet wurde, weder im Operationssaal noch in der Rettungspraxis durchsetzen [245, 415]. Dies lag an den Schwierigkeiten der endotrachealen Intubation, die in der damaligen Zeit von nur wenigen Ärzten und wohl keinem Laienretter beherrscht wurde [415]. Aus diesem Grund entwickelte Meltzer die „pharyngeale Insufflationstechnik“, die er für leichter zu handhaben hielt, die bezüglich der Lungenventilation aber auch weniger effizient und sicher war [245].

Im Zusammenhang mit dem Problem verlegter Atemwege ist auch das Überdruckventil *SV* des Meltzer-Apparats zu erwähnen. Dieses Ventil hatte prinzipiell die gleiche nicht beabsichtigte Wirkung wie die von Meltzer kritisierte automatische Umschaltung des Pulmotors: bei Atemwegshindernissen kam es im ungünstigen Fall durch die über das Ventil erwirkte Druckbegrenzung zum Abbruch einer weiteren Inspiration, da die Beatmungsluft ab den voreingestellten Drücken von 20 bis 25 mm Hg in die Atmosphäre entwich. So konnte auch das Überdruckventil des Meltzer-Apparats bei erhöhten Atemwegswiderständen eine Minderventilation begünstigen [220, 274, 383].

Der Apparat für pharyngeale Insufflation wies auch konstruktionsbedingte Schwächen auf, die beim Pulmotor bereits seit dem Prototyp beseitigt worden waren. So erfolgte die Verbindung zwischen Pharynxtubus *PT* und Atemventil *RV* mit nur einem Schlauch, was prinzipiell zu einer Totraumventilation mit Rückatmung von Kohlendioxid führte. Meltzer war dieses Problem bekannt, weshalb er einen möglichst kurzen Verbindungsschlauch zwischen Pharynxtubus und Atemventil vorschlug [383].

Auch die Konstruktion des Überdruckventils, von Meltzer als „Safety Valve“ bezeichnet, schien für den außerklinischen Gebrauch „auf der Straße“ ungeeignet zu sein. So war die Glasflasche, die das Gehäuse des Ventils darstellte, äußerst zerbrechlich. Gleichzeitig war eine durchsichtige Hülle aber essentiell für die notwendige Funktionskontrolle des Ventils. Die korrekte Funktion war nämlich nur dann gegeben, wenn die Flasche senkrecht stand und das in das Quecksilber eintauchende Überlaufrohr nicht versehentlich in seiner Position verändert wurde. Vergrößerte sich der Abstand zwischen Quecksilberspiegel und unterer Rohröffnung durch Hineinschieben des Überlaufrohres, so vergrößerte sich auch der auf dem System lastende maximale Überdruck. Wurde das Rohr nur wenig aus der Glasflasche herausgezogen, verringerte sich der Überdruck in den Atemwegen entsprechend. Befand sich die untere Rohröffnung durch Herausziehen des Überlaufrohres oder durch eine Schräglage der Glasflasche oberhalb des Quecksilberspiegels, war das Überdruckventil funktionslos und es konnte gar kein Druck in der Lunge mehr aufgebaut werden. In diesem ungünstigen Fall war, so lange das Überdruckventil an den Meltzer-Apparat angeschlossen blieb, also keine Beatmung des Patienten möglich.

Zu den Defiziten in der Bauweise des Meltzer-Apparats gehörte auch sein unzusammenhängendes Erscheinungsbild aus vielen Einzelteilen, denen die Ordnung und Übersichtlichkeit eines Pulmotorkoffers fehlte. Hierdurch wurde weder die Einsatzbereitschaft noch die Bedienbarkeit in den Punkten Schnelligkeit, Sicherheit und Zuverlässigkeit gefördert. Auch der von Meltzer primär vorgeschlagene nicht mehr zeitgemäße Antrieb mit einem herkömmlichen, aus dem Glasbläsergewerbe stammenden Fußblasebalg stellte keinen Vorteil gegenüber dem Pulmotor dar. Schließlich musste der Rhythmus der Blasebalgbetätigung an den mit dem Atemventil erzeugten Atemrhythmus angepasst werden. Da sich diese Koordination in der Praxis bei der Verwendung eines in seinem Hubvolumen völlig überdimensionierten Glasbläserblasebalgs als schwierig herausstellte, schlug Meltzer später die Verwendung kleinerer Blasebälge vor. Diese konnten mit einer höheren Frequenz betätigt werden, welche sich der angestrebten Atemfrequenz besser anpassten [383]. Erst die Verwendung von in Druckgasflaschen komprimiertem Sauerstoff als Antriebseinheit machte die Anwendung des Meltzer-Apparats komfortabler. Es ist allerdings davon auszugehen, dass der Sauerstoffverbrauch des Meltzer-Apparats in diesem Fall über dem, von Meltzer und den Wiederbelebungskommissionen als zu hoch kritisierten Sauerstoffverbrauch des Pulmotors lag, zumal Meltzer zur Druckerzeugung in den Atemwegen nur das Reduzierventil des Druckgaszylinders und keinen zusätzlichen Injektor verwendete.

Die bisher dargelegten Probleme in der Konstruktion und Handhabung des Apparats für pharyngeale Insufflation nach Meltzer zeigen, dass dieser Apparat keine wesentlichen Vorteile gegenüber dem Pulmotor bot. Lediglich die von den Kommissionen kritisierte Saugphase des Pulmotors konnte mit Meltzers Beatmungsgerät umgangen werden. Dies führte auch dazu, dass sich der Meltzer-Apparat in der Rettungspraxis nicht durchsetzen konnte [415]. Von einer späteren, dritten Wiederbelebungskommission, der Meltzer erneut als Mitglied angehörte, wurde sein Apparat für pharyngeale Insufflation schließlich sogar abgelehnt, nicht zuletzt aufgrund der schwierigen Handhabung der von ihm propagierten pharyngealen Intubation [245].

Unter Berücksichtigung dieser Informationen bleibt es bemerkenswert, dass der Apparat für pharyngeale Insufflation von den Wiederbelebungskommissionen der Jahre 1913 und 1914 ausdrücklich empfohlen wurde. Dieser Empfehlung des

Meltzer-Apparats lag ein Interessenkonflikt zugrunde, da Meltzer nicht nur Mitglied dieser Kommissionen, sondern zeitweise auch ihr Vorsitzender war. So dürfte der Hauptgrund für die Empfehlung des Apparats für pharyngeale Insufflation das wirtschaftliche Interesse Meltzers an einer Vermarktung seiner eigenen Erfindung sein. Dafür nutzte er die Kommissionen, die ein großes öffentliches Interesse hervorriefen, als Plattform, um sein noch kaum bekanntes und wenig verbreitetes Beatmungsgerät einer breiten Öffentlichkeit vorzustellen.

Die Wiederbelebungskommission des Preußischen Zentralkomitees (1914)

Zur gleichen Zeit, zu der in den USA von offizieller Seite Untersuchungen zur maschinellen künstlichen Beatmung in Wiederbelebungssituationen erfolgten, wurden auch deutsche Behörden auf die neuen Beatmungsgeräte aufmerksam.
So beauftragte die Wiederbelebungskommission des Zentralkomitees für das Rettungswesen in Preußen im Jahre 1913 die Physiologen Adolf Loewy (1862-1937) und George Meyer[164] mit Untersuchungen zur künstlichen Atmung in Wiederbelebungssituationen, in deren Rahmen auch die Beatmungsgeräte Pulmotor, Dr. Brat und Inhabad-Wiederbeleber getestet wurden [196, 203, 209, 219, 220]. Am 7. Mai 1914 berichteten Loewy und Meyer vor dem Plenum des Zentralkomitees über die Ergebnisse, die sie bei Experimenten mit dem Pulmotor und dem Apparat nach Dr. Brat gewonnen hatten [196, 219, 220]. Im Falle des Pulmotors wurden diese Experimente an zwei verschiedenen Modellen durchgeführt. Hierbei handelte es sich um einen „älteren Pulmotor“ [196], der von der Berliner Feuerwehr zur Verfügung gestellt worden war, und einen neuen Apparat der damals aktuellen Baureihe [196, 220]. An dem zuerst getesteten älteren Pulmotor-Modell kritisierten Loewy und Meyer den durch die automatische Umschaltvorrichtung gesteuerten zu geringen Druckaufbau von 16 cm WS, der in den Versuchen teilweise zu mangelhaften Ventilationsergebnissen geführt hatte[165] [196, 203, 220]. Hier zeigt sich eine gewisse Analogie zur Kritik Meltzers an den, vor allem durch die automatische Umschaltvorrichtung hervorgerufenen, zu

[164] Biografische Daten unbekannt.
[165] Wie bereits im Kapitel über den ersten Serien-Pulmotor dargelegt, handelte es sich bei diesem älteren Pulmotor der Berliner Feuerwehr wahrscheinlich um ein Modell, das vor dem 25. Mai 1910 hergestellt worden war. Die Produktionsreihen, die bis zu diesem Zeitpunkt das Drägerwerk verlassen hatten, waren auf Druck- und Saugwerte von +16 und –20 cm WS eingestellt. Spätere Pulmotor-Modelle wiesen dagegen eine Druckhöhe von 20 cm WS und eine Saughöhe von 25 cm WS auf [196, 203, 220].

geringen Beatmungsdrücken des Pulmotors. Das nachfolgend von Loewy und Meyer getestete neuere Pulmotor-Modell war auf die seit 1910 standardmäßig verwendeten Druck- und Saugwerte von +20 und -25 cm WS eingestellt und erzeugte damit Beatmungsdrücke, die in allen Experimenten zu ausreichenden Atemvolumina führten [196, 220].

Kamen die deutschen Untersucher in Bezug auf den Druckaufbau des älteren Pulmotor-Modells noch zu ähnlichen Ergebnissen wie die amerikanischen Kommissionen, so stand ihre Bewertung der automatischen Umschaltvorrichtung in krassem Gegensatz zum Urteil Meltzers. Während Meltzer die Umschaltvorrichtung als Sicherheitsrisiko in der Ventilation des Patienten ansah und den Pulmotor nur bei manueller Bedienung empfehlen wollte, lobten Loewy und Meyer gerade diese automatische Umschaltvorrichtung als wesentlichen Vorzug vor dem Handpulmotor. Diese würde dem Retter durch zu schnelles, unregelmäßiges oder ausbleibendes Umschalten eine durch Leckagen oder Atemwegsverlegungen drohende Minderventilation des Patienten frühzeitig anzeigen, die im Falle des Handbetriebs unbemerkt bleiben konnte. Dadurch war es dem Retter möglich, durch Überprüfung des Maskensitzes und der Atemwege und anschließendes, korrigierendes Eingreifen, frühzeitig eine Hypoventilation zu verhindern.

Entsprechend dieser Versuchsergebnisse empfahlen Loewy und Meyer den Pulmotor vor dem Brat-Apparat für die maschinelle künstliche Atmung [196, 203, 209, 220]: „*Von den beiden geprüften Apparaten… erfüllte der neue Pulmotor alle an ihn gestellten Anforderungen. Es kann also vorläufig nur dieser in Betracht kommen als Ersatz der manuellen künstlichen Atmung.*“ [190, 196, 220].

Zwei Jahre später, im November 1916, wurden Adolf Loewy und George Meyer vom Preußischen Kriegsministerium beauftragt, sich erneut mit der Frage der künstlichen Beatmung in Wiederbelebungssituationen zu beschäftigen. Ziel der Untersuchungen war, eine geeignete Beatmungsmethode für das Heer zu finden, die der speziellen Situation bei den Gaskämpfen des Krieges gerecht wurde [190, 203, 219, 220]. Neben den damals favorisierten manuellen Beatmungsmethoden wurden erneut der Pulmotor, der Brat-Apparat und erstmals auch der Inhabad-Wiederbeleber untersucht [219]. Bei den untersuchten Pulmotoren handelte es sich um einen Handpulmotor und um ein Standard-Modell mit 30prozentiger Sauerstoffabgabe [220]. In ihren Untersuchungsergebnissen, die 1919 durch das

Sanitäts-Departement des Preußischen Kriegsministeriums in Heft 74 der „Veröffentlichungen aus dem Gebiete des Militär-Sanitätswesens“ publik gemacht wurden, lehnten Loewy und Meyer das Inhabad-Gerät ab, da es in den Untersuchungen schlechtere Ventilationsergebnisse als die manuelle Beatmungsmethode nach Silvester-Brosch erbracht hatte und zudem umständlicher in der Anwendung war [219]. Die Untersuchungsergebnisse für den Brat-Apparat und den Pulmotor unterschieden sich nur unwesentlich von den bereits 1914 ermittelten Befunden, wobei Loewy und Meyer auch diesmal die automatische Umschaltvorrichtung des Standard-Polmotors lobend hervorhoben und diesem vor dem Handpulmotor den Vorzug gaben [219, 220]. Allerdings konnten sie weder die Beschaffung des Brat-Apparats noch der beiden Pulmotor-Modelle durch das Heer für den Gebrauch als Rettungsgerät im Felde empfehlen, da diese Geräte eine zu geringe Sauerstoffzufuhr ermöglichen würden [220]. Ein Pulmotor, der anstelle der in den Versuchen gemessenen 30% Sauerstoff zumindest eine hochkonzentrierte Sauerstoffmischung zuführen könnte, hätte allerdings eine Empfehlung für das Heer erhalten[166] [220]. Stattdessen empfahlen Loewy und Meyer dem Heer, die künstliche Beatmung bei Kampfgasintoxikationen mit der manuellen Methode nach Silvester-Brosch durchzuführen und diese mit einer Sauerstoffzufuhr aus dem bereits vorhandenen Truppen-Sauerstoff-Behandlungsgerät[167] zu kombinieren [190, 219]. Die Gefahr einer Lungenschädigung durch den Pulmotor, die Meltzer und die amerikanischen Wiederbelebungskommissionen aufgrund der Saugphase befürchteten [52, 195, 196, 219, 220, 274], wurde von Loewy und Meyer in ihren Untersuchungsberichten nicht erwähnt [220].

Angriffe gegen den Pulmotor auf dem amerikanischen Handelsmarkt (1915)

Die ablehnende Haltung der amerikanischen Wiederbelebungskommissionen von 1913 und 1914 gegenüber dem Pulmotor machten sich auch die Vertreiber des „Lungmotor“ zunutze, die Käufer für das erst seit 1914[168] auf dem Markt

[166] Der Pulmotor mit Zusatzsauerstoffleitung, der neben der Standard-Sauerstoffdosierung von 30% eine erhöhte Sauerstoffabgabe von 49% ermöglichte, kam erst im Oktober 1917 auf den Markt [132, 220, 328].
[167] Dieses Gerät entsprach dem Dräger Truppen-Sauerstoffkoffer und wurde somit ebenfalls vom Drägerwerk hergestellt und geliefert [219].
[168] Entgegen der von anderen Autoren [426] vertretenen Meinung, lässt sich für den „Lungmotor“ das Entstehungsjahr 1910 nicht nachvollziehen. Plausibler erscheint – nach eigenen Recherchen – das Jahr 1914

befindliche Handbeatmungsgerät der „Life Saving Devices Company“ aus Chicago suchten [30, 407]. Dazu versuchten sie, potentielle Käufer des Pulmotors vom Erwerb eines solchen abzuhalten und stattdessen für ihr Produkt zu gewinnen. Die nachfolgende Passage aus einem Brief vom 21.06.1915 an F. F. Morris[169], den damaligen Präsidenten der 1907 gegründeten „Draeger Oxygen Apparatus Company“, verdeutlicht die aggressive Verkaufsstrategie der neuen amerikanischen Konkurrenz für den Pulmotor:

„Herr Menny berichtet, dass die Lungmotor- Leute in seinem Bezirk sehr tätig sind und folgende Argumente benutzen:

1. *Dass der Pulmotor von jeder Kommission, die ihn untersucht hat, verworfen ist,*
2. *und beziehen sich in ihrer Literatur auf Namen von Kommissaren.*
3. *Dass alle Departments der Regierung der Vereinigten Staaten den Pulmotor verworfen haben und Lungmotore gekauft haben.*
4. *Dass sie gegen Sätze von Pulmotoren Auswechslungen vorgenommen haben.*
5. *Dass verschiedene Staatsgesundheitsbehörden ein Gesetz betrachten, dass den Gebrauch des Pulmotors im Staate verbietet.*
6. *Wenn aussichtsreiche Kunden den Pulmotor vorziehen, bieten sie diesen den Verkauf eines solchen an, den sie ungefähr zu einem Drittel des Originalpreises aufgekauft haben, und wenn sie hiermit nicht zufrieden sind, gestatten sie ihnen, später die Differenz zu bezahlen und den Pulmotor gegen einen Lungmotor auswechseln zu lassen.*
7. *Dass der Lungmotor von der Kommission des Bureau of Mines anerkannt worden ist.*

In Hinblick auf die Tatsache, dass alle ihre Angaben mit Ausnahme von Nr. 4 wahr sind, schafft dieses eine sehr ernste Konkurrenz“ [303].

---

als Herstellungsjahr [30, 407], zumal der „Lungmotor“ auch nicht vor 1914 in der damaligen Literatur Erwähnung findet.

[169] Der Bergbauingenieur F.F. Morris (genauere biographische Daten nicht nachweisbar) war ab 1911 Präsident der 1907 in New York gegründeten „Draeger Oxygen Apparatus Company“ sowie ab 1917 Präsident der Nachfolgegesellschaft „American Atmos Corporation“ in Pittsburgh [219, 303, 426].

Wie der Pulmotor erzeugte auch der Lungmotor eine Wechseldruckbeatmung. Dabei arbeitete das in Abbildung 232 dargestellte Gerät mit einer zweikammerigen Doppelkolben-Luftpumpe, die per Hand zu bedienen war. Beatmungsdruck und Atemzugvolumen konnten ausschließlich über die Eintauchtiefe der Kolben und die Geschwindigkeit, mit der dieser Vorgang ausgeführt wurde, variiert werden. Der Lungmotor verfügte zur Verringerung des Totraums über getrennte Ein- und Ausatemschläuche, welche die Beatmungsdrücke an eine kegelförmige Gesichtsmaske Gummirand weitergaben. Über einen Anschluss an der Inspirationskammer konnte dem Patienten Sauerstoff aus einem Druckgaszylinder zugeführt werden.

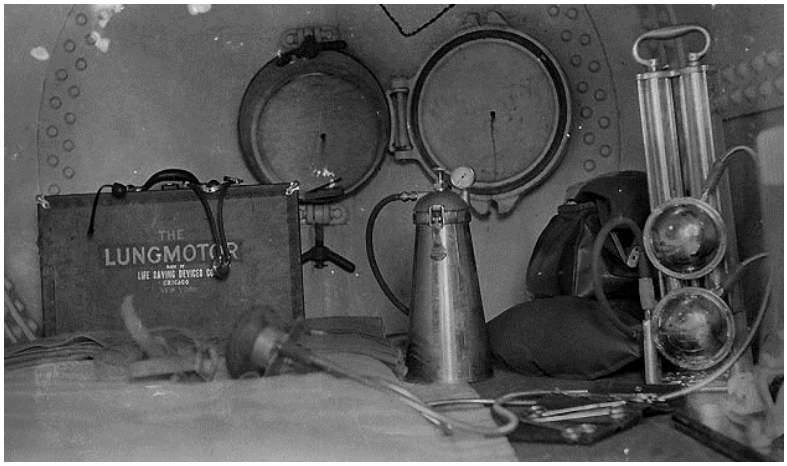


Abb. 232: Lungmotor, Transportkoffer und Sauerstoffzylinder in der Dekompressionskammer eines amerikanischen Kriegsschiffs, 1914 [298]

Die Untersuchungen von Oskar Bruns und Heinrich Schmidt (1921)

Im Jahre 1921 wurde die Kontroverse um die Wirksamkeit des Pulmotors und seine möglicherweise schädlichen Einflüsse erneut angeheizt. Am 18. September 1921 veröffentlichte der deutsche Physiologe Oskar Bruns (1878-1946)[170] zusammen mit seinem Kollegen Heinrich Schmidt[171] in der ärztlichen Wochenschrift „Medizinische Klinik“ eine Arbeit mit dem Titel „Wie wirken die verschiedenen maschinellen Wiederbelebungsmethoden auf Kreislauf und Lunge?“ [45, 212, 219, 222, 414, 415]. In dieser Arbeit wurde das Augenmerk auf die Kreislaufwirkungen der maschinellen Beatmung gelegt und die Möglichkeit schädlicher Kreislaufwirkungen erstmals systematisch untersucht. Hierzu wurden die Geräte Inhabad-Wiederbeleber und Pulmotor an gesunden Probanden getestet, die sich nach einer gewissen Übungszeit möglichst passiv von den

[170] Oskar Bruns wurde am 16.07.1878 in Tübingen geboren. Er habilitierte 1908 in Marburg und leitete ab 1918 die Medizinische Universitäts-Poliklinik in Göttingen. Ab 1922 war er Direktor der Medizinischen Universitäts-Poliklinik in Königsberg. Bruns verstarb 1946 in Heidelberg.
[171] Biografische Daten unbekannt.

Apparaten beatmen lassen sollten. Als Messparameter wurden die Venenfüllung am Oberarm mit einem Plethysmographen und der entsprechende Venendruck mit einem Manometer erhoben. Die Venenfüllung konnte allerdings nur am spontan atmenden Probanden und unter Pulmotor-Atmung gemessen werden, da die entsprechenden Messwerte bei der Beatmung mit dem Inhabad-Apparat durch die Bewegungen der Arme nicht verwertbar waren [45, 222]. In der Auswertung ihrer Ergebnisse befürworteten Bruns und Schmidt den Inhabad-Apparat, der den Blutkreislauf ähnlich wie die Spontanatmung unterstützen würde, und lehnten den Pulmotor ab. Diese Ablehnung bezog sich, die Wirkungen der Beatmung mit dem Druck- und Saugverfahren verallgemeinernd, namentlich auch auf den nicht untersuchten Brat-Apparat[172] [45, 219, 222, 414]. Bruns und Schmidt warfen dem Pulmotor (und dem Brat-Apparat) eine durch das Druck- und Saugverfahren hervorgerufene Umkehr der physiologischen Kreislaufverhältnisse vor, die zu einer deutlichen Kreislaufbeeinträchtigung führen würde. Hierbei postulierten sie in der Inspirationsphase des Pulmotors eine Verengung des gesamten Stromgebiets im kleinen Kreislauf und eine periphere venöse Stauung, wie sie bei schwerer Herzinsuffizienz zu finden sei: „*Bei der Beatmung durch das Druck- und Saugverfahren - Pulmotor - Brat - findet Umkehr der physiologischen Verhältnisse statt, indem das gesamte Stromgebiet des kleinen Kreislaufs während der maschinellen Aufblähung der Lunge eingeengt und das Venenblut in der Peripherie angestaut ist, wie wir es sonst nur bei schwer Herzkranken beobachten.*“ [45]. Zudem nahmen sie an, dass die Umkehr der physiologischen Kreislaufverhältnisse zu einer Verschlechterung des Gasaustauschs führen würde, da in der Inspirationsphase das Blut aus den Lungenkapillaren weggedrückt würde, sodass nur wenig Blut zum Gasaustausch bereitstünde. Bei der Exspiration würde die Luft dagegen extrem abgesaugt, wodurch auch in dieser Phase der Gaswechsel erschwert wäre [45, 222, 415].

Diese Arbeit von Bruns und Schmidt rief nicht nur in Deutschland, sondern auch im Ausland ein geteiltes Echo hervor. So wurde von einer neuen amerikanischen

[172] Damit Oskar Bruns die Methode der maschinellen Wechseldruckbeatmung untersuchen konnte, hatten ihm „*[…] die Bergbauverwaltungen von Oberschlesien und dem Harz die Haupttypen dieser Apparate, den Pulmotor und das Bratsche Atmungsgerät der Lübecker Drägerwerke übersandt.*“ [45]. Allerdings hatten es Bruns und Schmidt vorgezogen, nur den Pulmotor für ihre Untersuchungen zu verwenden, zumal sie keinen Unterschied in der Funktionsweise der beiden Geräte sahen: „*Der Bratsche Apparat unterscheidet sich im wesentlichen nur dadurch, daß die Umschaltung von Druck auf Saugen von Hand betrieben wird.*“ [45]. Aus diesem Grund postulierten sie die mit dem Pulmotor erarbeiteten Untersuchungsergebnisse auch für den Brat Apparat.

Kommission für Wiederbelebung bei Kohlenmonoxidvergiftungen, die im Jahr 1923 den Pulmotor erneut ablehnte, ausdrücklich auf die Folgerungen von Bruns und Schmidt hingewiesen [414]. In Deutschland riefen die Versuche und Postulate von Bruns und Schmidt vor allem Widerspruch und Kritik hervor. Dabei bezog sich die Kritik auf die Qualität der Arbeit, deren Methodik als mangelhaft angesehen wurde. So wurde zur Beurteilung der Kreislaufwirkung ein Messverfahren gewählt, das nur an einem der beiden geprüften Geräte angewandt werden konnte. Dementsprechend wurden plethysmographische Messwerte der Venenfüllung nur am Pulmotor, nicht aber am Inhabad-Apparat erhoben. Trotzdem flossen die den Pulmotor abwertenden Messergebnisse in die Bewertung des Pulmotors mit ein [222]. Auch die Auswahl von gesunden, spontanatmenden Probanden anstelle von kurarisierten Versuchstieren wurde kritisiert, da ein unbewusstes, die Messergebnisse verfälschendes Mitatmen nicht mit Sicherheit ausgeschlossen werden konnte [415]. Dementsprechend wurde eine Wiederholung der Experimente im Tierversuch gefordert [222]. Inwieweit der erhobenen Messwerte überhaupt einen Rückschluss auf die Kreislaufverhältnisse des Probanden erlaubten, war für die Kritiker der Arbeit von Bruns schon zu damaligen Zeiten fraglich [222, 414, 415]. Auch die von Bruns und Schmidt gezogenen Schlussfolgerungen betrachtete man als spekulativ [222, 415] und zudem als tendenziös [414]. So warfen die Autoren dem Pulmotor eine negative Kreislaufbeeinflussung mit peripherer venöser Stauung vor, ohne die bis dahin im Rettungswesen gemachten praktischen Erfahrungen mit dem Gerät respektive die hierzu erschienene Literatur zu berücksichtigen [222]. Bis dato waren aus der Rettungspraxis heraus keine venösen Stauungszeichen beim Gebrauch des Pulmotors beschrieben worden [222]. Zudem setzten Bruns und Schmidt die von ihnen unter Pulmotorbeatmung plethysmographisch ermittelte venöse Stauung im Umkehrschluss mit einer Kreislaufschädigung gleich, da man ähnliche Symptome auch im Rahmen einer Herzinsuffizienz beobachten könne. Den Beweis ihrer Behauptung, dass die venöse Stauung tatsächlich Ausdruck einer Kreislaufschädigung durch die Überdruck-Inspirationsphase des Pulmotors wäre, blieben Bruns und Schmidt jedoch schuldig [222, 415]. In diesem Zusammenhang wies der Physiologe George Meyer in einem im Oktober 1921 erschienenen Artikel der Zeitschrift „Feuerschutz“ des Reichsvereins Deutscher Feuerwehr-Ingenieure darauf hin, dass es beim Menschen unter bestimmten Umständen zu

weitaus höheren intrathorakalen Druckerhöhungen käme, ohne dass hieraus eine Kreislaufschädigung hervorginge. Als Beispiele nannte er das Spielen von Blasinstrumenten und die Tätigkeit des Glasblasens mit intrathorakalen Druckwerten von über 100 cm WS: „*Der Beweis, daß ein Druck von 20 cm Wasserhöhe unschädlich ist, ist darin gegeben, daß unter nicht wenigen Lebensbedingungen viel höhere Druckwerte in der Lunge erzeugt werden, ohne Schädigungen zu verursachen. So lasten auf der Lungenoberfläche beim Pressen, beim Husten, beim Niesen bis zu mehreren 100 cm Wasserdruck auf der Oberfläche der Lunge, ohne sie zu schädigen.*“ [222]. Zudem machte er darauf aufmerksam, dass die sogenannte „pneumatische Behandlungsmethode“, bei welcher der spontanatmende Patient einen Überdruck von bis zu 30 cm WS einatmet, eine anerkannte Heilmethode gerade auch zur Behandlung von Herzerkrankungen darstellte [222].

Das Gutachten von Steinhausen und Dessecker (1923)

Als Reaktion auf die kontroversen Untersuchungsergebnisse und den vielfach kritisierten Versuchsaufbau von Bruns und Schmidt, forderte der preußische Handelsminister die Erstellung eines erneuten Gutachtens über die gegen den Pulmotor erhobenen Vorwürfe [70, 219]. Hiermit beauftragte der preußische Ausschuss für das Grubenrettungswesen die Frankfurter Physiologen Wilhelm Steinhausen (1887-1954) und C. Dessecker[173], welche zunächst die von Bruns gemachten Versuche wiederholten [70, 219]. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass die von Bruns ausgearbeiteten Versuche einem methodischen Fehler unterlagen. So stellten Steinhausen und Dessecker in ihrem Gutachten von 1923 fest, dass die von Bruns und Schmidt unter Pulmotorbeatmung beobachtete Umkehr der Blutdruckverhältnisse nicht auf den Pulmotor, sondern auf eine zufällige Versuchsanordnung zurückzuführen war. Dabei verschoben sich die venösen Druckverhältnisse jedes Mal bei einer bestimmten Lageänderung der Versuchsperson unabhängig davon, ob die Beatmung mit dem Pulmotor oder einem anderen Beatmungsgerät erfolgt war [49, 70, 203, 219]. In ihrem Gutachten wiesen Steinhausen und Dessecker die Untersuchungsergebnisse von Bruns zwar als fehlerhaft aus [49, 70, 219], machten aber gleichzeitig darauf aufmerksam,

[173] Biografische Daten unbekannt.

dass mit der Widerlegung der von Bruns und Schmidt durchgeführten Versuche noch kein Beweis für die Unrichtigkeit der allgemein gegen den Pulmotor geäußerten Bedenken erbracht wäre. Die Richtigkeit dieser Bedenken könne erst durch weitere Versuche geklärt werden [70, 219].

Die Untersuchungen von Oskar Bruns und Otto Weiss (1923)

Inzwischen hatte Bruns seine Untersuchungen zusammen mit dem Königsberger Physiologen Weiss (1871-1943)[174] fortgesetzt, wobei die gegen seine vorherigen Experimente gerichtete Kritik nicht unberücksichtigt blieb. Dementsprechend äußerte sich Bruns in der Veröffentlichung seiner neuen Ergebnisse in der Berliner Klinischen Wochenschrift vom 24. Dezember 1923 deutlich zurückhaltender über den Pulmotor [219, 414]. So wurde der Vorwurf der Kreislaufschädigung durch den Pulmotor nicht erneuert, allerdings auch nicht widerrufen. Stattdessen lag das Hauptaugenmerk der neuen Experimente auf der genaueren Untersuchung einer kreislaufgenerierenden oder kreislaufunterstützenden Wirkung der einzelnen Beatmungsgeräte. Hierzu injizierte Bruns gesunden Versuchspersonen Wismutöl oder wässrige Methylenblaulösung in das Gefäßsystem und beobachtete deren Verteilung nach einer Beatmung mit den Manuellen Methoden, dem Pulmotor, dem Inhabad-Gerät und dem Biomotor von Eisenmenger. Nachdem Bruns durch seine Versuche zu der Feststellung gelangt war, dass die Generierung und Aufrechterhaltung eines künstlichen Kreislaufs, des sogenannten „Notkreislaufs“, durch die mechanischen Wirkungen der einzelnen Beatmungsmethoden nicht möglich war, verlegte er den Schwerpunkt seiner Untersuchungen auf eine mögliche reflektorische Herzreizung durch die verschiedenen Beatmungsmethoden [219, 414]. Bruns vermutete drei verschiedene Wege der reflektorischen Erregung des Herzens, die bei einem Herzstillstand zu einer Wiederaufnahme der Herztätigkeit führen könnten: die Reizung des Lungenvagus durch die Entfaltung der Lunge, die äußerliche mechanische Reizung des Herzens durch bei der Atmung ausgeübten inspiratorischen Zug oder exspiratorischen Druck der Lunge auf das Herz, und die Reizung der Herzinnenhaut durch die bei der Beatmung in den Vorhöfen und Herzkammern generierte Blutbewegung. Gerade in dieser durch die künstliche Beatmung verursachten Blutbewegung in

[174] Professor Otto Weiss, geboren am 22.07.1871 in Vilsen bei Hannover, war viele Jahre Direktor des Physiologischen Instituts in Königsberg. Er starb am 25. 01.1943.

den Herzhöhlen sah Bruns die eigentliche kreislaufunterstützende Wirkung der Beatmungsgeräte im Sinne einer reflektorischen Herzreizung und bezog sie als Gütekriterium bei seiner Bewertung der Beatmungsmethoden mit ein [219]. Bruns postulierte hierzu folgendes: *„Bei der Bewertung manueller wie instrumenteller Beatmungsmethoden sind also folgende Bedingungen zu stellen: Es muß das Hauptgewicht darauf gelegt werden, durch die Beatmung eine intensive Blutbewegung im Herzen selbst anzuregen, das Herz mechanisch zu reizen.“* [219].

In der Auswertung seiner Ergebnisse kam Bruns zu dem Schluss, dass durch die künstliche Beatmung bei Herzstillstand zwar kein „Notkreislauf“, wohl aber eine beachtenswerte Blutbewegung in die Peripherie zustande käme [219]. Dafür empfahl er die manuelle Methode nach Silvester oder das Inhabad-Gerät [219]. Der Pulmotor dagegen, der nur ein Pendeln des Blutes in der Vena cava hervorrufen würde, wäre für eine reflektorische Herzreizung nicht ausreichend [203, 219, 414].

Somit wertete Bruns den Inhabad-Wiederbeleber bei der künstlichen Beatmung im Kreislaufstillstand als dem Pulmotor überlegen. Gleichzeitig wies Bruns aber auch darauf hin, dass die manuellen Beatmungsformen und die Beatmungsgeräte Inhabad und Eisenmenger durchaus ungünstige Auswirkungen auf Kreislauf mit Blutaufstau vor dem rechten Herzen hervorrufen könnten: *„Die im rechten Herzen angelangte Kontrastmasse wurde aber auch durch den auf den Brustkorb und Bauch erfolgenden Exspirationsdruck in die Vena cava inferior und von da in die Venen der Leber, Niere, Milz, und zwar bis in die feinen Zweige hineingedrückt.“* [414].

Auch wenn Bruns die Möglichkeit einer mechanischen, reflektorischen Herzreizung postulierte, sah er die Erfolgsaussichten der künstlichen Beatmung im Falle eine Kreislaufstillstands als gering an: *„Über die geringen Aussichten, bei wirklichem Herzstillstand das Leben zu retten, dürfen wir uns keiner Täuschung hingeben. […] Ich glaube, daß die weitaus meisten Verunglückten, welche durch die Beatmung gerettet wurden, überhaupt gar nicht scheintot waren, sondern einen Rest von Herzkraft und Leistung besaßen.“* [414].

Geschäftliche Auseinandersetzungen des Drägerwerks mit der Inhabad GmbH (ab 1921)

Im Sommer 1921 mischte sich erstmals ein deutscher Konkurrent der Drägerwerke in die Kontroverse um den Pulmotor ein. Hierbei handelte es sich um die Inhabad GmbH aus Berlin-Charlottenburg, die den „Inhabad-Wiederbeleber nach Fries“ herstellte und vertrieb [219, 220, 222]. Die Inhabad GmbH beteiligte sich allerdings weder an der laufenden wissenschaftlichen Diskussion, noch stellte sie eigene Untersuchungen an. Stattdessen verfolgte sie offensichtlich das Ziel, die Reputation des Pulmotors bei den Kunden zu beschädigen, um diesen somit als direkten Konkurrenten ihres eigenen Beatmungsapparats „Inhabad-Wiederbeleber“ auszuschalten. Zu diesem Zweck wandte sich die Inhabad GmbH mit mehreren Briefen direkt an die Pulmotor-Stationen [220, 222]. Den Weg der öffentlichen Auseinandersetzung über die Plattform von Fachzeitschriften, Kongressen oder gar öffentlichen Diskussionen vermied die Inhabad GmbH hierbei. Die an die Pulmotor-Stationen gerichteten Briefe beinhalteten Auszüge aus den Pulmotor ablehnenden Publikationen amerikanischer und deutscher Physiologen und Wiederbelebungskommissionen. Diese Textfragmente wurden von der Inhabad GmbH so miteinander kombiniert und mit Kommentaren versehen, dass häufig neue, irreführende, gegen den Pulmotor gerichtete Behauptungen entstanden, die den Inhalt der ursprünglichen Veröffentlichungen in ihrer ablehnenden Haltung bei weitem übertrafen. Zudem versuchte die Inhabad GmbH die Berichte über bisherige Erfolge mit dem Pulmotor mit ihren Kommentaren ins Lächerliche zu ziehen, um so diese Fallbeispiele fragwürdig und die sogenannte „Pulmotor-Berichterstattung“ der Drägerwerke unseriös erscheinen zu lassen [220, 222].

Nachfolgend soll am Beispiel zweier Briefe näher auf die Absichten der Inhabad GmbH eingegangen werden.

Im Juli 1921 verschickte die Inhabad GmbH Auszüge aus dem Bericht der ersten amerikanischen Wiederbelebungskommission, der 1913 der National Electric Light Association vorgelegt worden war, an die damals über 2000 Pulmotor-Stationen in den Rettungsstellen von Bergbau, Industrie und Feuerwehren [220]. Der Versand erfolgte per Einschreiben, wobei in dem auf den 11. Juli 1921 datierten Begleitschreiben offensichtlich auf die Bestechlichkeit der Menschheit und die

möglicherweise fatalen Konsequenzen bei Nichtbeachtung des Berichts der amerikanischen Wiederbelebungskommission hingewiesen wurde[175]. So hieß es in dem Begleitschreiben: „*Die Wichtigkeit der Sache, bei der es sich um Menschenleben handelt, veranlaßt uns, unseren Brief „eingeschrieben" zu schicken, damit wir sicher sind, daß unsere Ausführungen in die Hände derjenigen gelangen, für die sie bestimmt sind.*" [220]. Auf diese Weise versuchte Inhabad, ihrem Anliegen einen offiziellen Charakter und somit mehr Glaubwürdigkeit und Autorität zu verleihen. Der Hinweis auf den tödlichen Ernst der Lage, bei dem „*[…] es sich um Menschenleben handelt […]*", sollte zudem die Dringlichkeit des Anliegens der Inhabad GmbH unterstreichen und für eine moralische Rechtfertigung der Inhabadschen Angriffe gegen den Pulmotor sorgen.

Ziel des im Juli 1921 verschickten Briefs war es, die Methode der maschinellen Überdruckbeatmung mit den Geräten Pulmotor und Brat-Apparat bei den Rettungsstellen zu diskreditieren, indem im Begleitschreiben auf die Gefährlichkeit dieser Überdruckbeatmungsapparate hingewiesen wurde: „*Der Bericht, […], dürfte […] Ihnen zeigen, wie die allgemein verwendeten Überdruckapparate (Pulmotor, Dr. Bratt usw.), […], höchst gefährlich sein können.*" [220]. Bei dieser Behauptung berief sich die Inhabad GmbH nicht nur auf das Urteil der amerikanischen Wiederbelebungskommission, sondern auch auf die ablehnende Haltung der holländischen Physiologen van Eysselsteyn und Mijnlieff, welche anlässlich des II. Internationalen Rettungskongresses 1913 zu Protokoll gegeben wurde. Die Meinung dieser holländischen Physiologen wurde durch die Firma Inhabad auf folgende Weise wiedergegeben: „*Alle derartigen Apparate wurden deshalb auch auf dem Wiener Kongreß von allen Einsichtigen geradezu als Mordinstrumente gekennzeichnet.*" [176] [220]. Auf diesem Weg sollte eine Weiterverwendung des Pulmotors in den Rettungsstellen möglichst verhindert werden. Die Effektivität

[175] In einem späteren Schreiben vom 6. August 1921 fehlt dieser Abschnitt [220].

[176] Mit dieser Äußerung stellte die Inhabad GmbH die ablehnende Haltung gegenüber dem Pulmotor als die Meinung der großen Mehrheit der Kongressbeteiligten dar. Tatsächlich war dies nicht der Fall [220]. Stattdessen handelte es sich um die Einzelmeinung des Physiologen van Eysselsteyn, die in der Diskussion, welche auf sein Referat folgte, durchaus kontrovers beurteilt wurde. Zudem stellte Inhabad den Inhalt der Rede van Eysselsteyns unter Verwendung des moralisch abwertenden Begriffs „Mordinstrumente" falsch dar und verschwieg van Eysselsteyns mangelnde Erfahrung auf dem Gebiet der maschinellen Beatmung (siehe hierzu Zitat im Absatz über den II. Internationalen Rettungskongress in Wien 1913) [220]. Bezeichnenderweise erwähnte die Firma Inhabad in ihrem Brief nicht den Vortrag des Physiologen Mijnlieff, welcher im direkten Anschluss an den Vortrag van Eysselsteyns erfolgte und nicht nur den Pulmotor, sondern auch den Inhabad-Apparat nach Fries ablehnte: „*Schließlich will ich nicht unerwähnt lassen, daß die künstliche Atmung mittels der Apparate von Eisenmenger, Fries und v. Lewin mir nicht empfehlenswert erscheint. Bereits die namhafte Zeit, die mit dem Anpassen und Einstellen der Apparate verloren geht, verurteilt diese Methoden, die alle auch mehr oder weniger roh sind.*" [220].

dieses Schreibens der Inhabad GmbH erkannte auch das Drägerwerk an: „*Nach den brieflichen Darlegungen der Inhabad mußte jede Anwendung des Pulmotors verbrecherisch erscheinen, […].*“ [220].

Allerdings erscheinen die von der Inhabad GmbH in ihren schriftlichen Äußerungen angewandten Methoden zumindest aus heutiger Sicht fragwürdig. So verwendete sie für ihre Argumentationen einen zur damaligen Zeit bereits 8 Jahre alten Untersuchungsbericht aus dem Jahre 1913, dessen Erkenntnisse 1921 bereits nicht mehr aktuell und teilweise auch schon revidiert[177] waren. Auf eine Erwähnung des Untersuchungsberichts von Adolf Loewy und George Meyer an die Wiederbelebungskommission des Zentralkomitees für das Rettungswesen in Preußen vom 7. Mai 1914, der den Pulmotor deutlich positiver bewertete, verzichtete die Inhabad GmbH. Zudem behauptete die Inhabad GmbH in ihrem Begleitschreiben gegenüber den Rettungsstellen, dass dieser Untersuchungsbericht an die National Electric Light Association in Deutschland unbekannt geblieben wäre und sie selbst erst durch den Stockholmer Physiologen Liljestrand davon erfahren hätten. Auf diese Weise versuchte die Inhabad GmbH, die den Pulmotor ablehnenden Ergebnisse des Untersuchungsberichts den Rettungsstellen gegenüber als neue Erkenntnisse darzustellen und ihnen somit mehr Gewicht zu verleihen. Tatsächlich war der Untersuchungsbericht an die National Electric Light Association in Deutschland spätestens im Juni 1915 in den Draeger-Heften Nummer 35/36 veröffentlicht und den Ergebnissen des Untersuchungsberichts von Adolf Loewy und George Meyer gegenübergestellt worden [196, 220].

Auch die Auswahl der Auszüge aus dem Untersuchungsbericht der ersten amerikanischen Wiederbelebungskommission erscheint fragwürdig und zeigt, dass es der Inhabad GmbH gegenüber den Rettungsstationen nicht um die wertfreie Vermittlung eines neuen wissenschaftlichen Erkenntnisgewinns ging, sondern um eine gezielte Meinungsmache gegen die von Dräger vertriebenen Beatmungsgeräte Pulmotor und Brat-Apparat [220]. Um dieses Ziel zu erreichen, schreckte die Inhabad GmbH nicht davor zurück, den Rettungsstationen bewusst Fehlinformationen zu vermitteln, indem sie den ursprünglichen Untersuchungsbericht nur verstümmelt wiedergab und ihm so eine abweichende inhaltliche Bedeutung gab. Die von der Inhabad GmbH in ihrem Schreiben vom

[177] Siehe Untersuchungsbericht von Adolf Loewy und George Meyer an die Wiederbelebungskommission des Zentralkomitees für das Rettungswesen in Preußen vom 7. Mai 1914 [196, 203, 219, 220].

11. Juli 1921 gegebene, inhaltlich durchaus korrekte Zusammenfassung der im amerikanischen Untersuchungsbericht gegen den Pulmotor und Brat-Apparat geäußerten Kritikpunkte lautete folgendermaßen: *„Von den mechanischen Apparaten für künstliche Wiederbelebung hat die Kommission den Pulmotor und den Dr. Brat-Apparat untersucht und sie mißbilligt diese Apparate, weil wiederholtes Absaugen aus den Lungen unphysiologisch ist und – wenn fortgesetzt – möglicherweise eine Beschädigung der Lungen und ein ungenügendes Aufblasen herbeiführen kann, und sie mißbilligt den Pulmotor auch deswegen, weil der automatische Mechanismus so leicht gestört werden kann, daß er ein zerbrechliches Zubehör (frail dependance) in kritischen Momenten darstellt.“* [220]. Allerdings verzichtete Inhabad GmbH darauf, die abschließende Textpassage des Berichts wiederzugeben, die eine, wenn auch eingeschränkte, Empfehlung für die Verwendung des Pulmotors und Brat-Apparats in bestimmten Wiederbelebungssituationen beinhaltete [220]. In diesem bereits zuvor besprochenen Abschnitt heisst es: *“In view of the facts obtained by a study of the Dr. Brat apparatus and the pulmotor the members of the subcommittee agreed upon the following suggestions: In cases without any respiration the pulmotor should be used only when guided by hand and then not faster than twelve to fifteen complete respirations per minute; when left to run automatically it is liable to be inefficient and dangerously deceptive. Because of suction on the lungs neither the pulmotor nor the Dr. Brat apparatus should be used longer than for a few minutes (five to six) at a time, and, if there be no better contrivance, should be alternated with the Schaefer method combined with oxygen inhalation. In cases of slow and stertorous breathing, however, both machines can probably be used for a longer time with benefit and without danger.*“ [274]. Nicht nur an dieser Stelle zeigt sich deutlich, dass es der Inhabad GmbH mit ihrem Schreiben an die Rettungsstellen um eine gezielte Meinungsmache gegen die *„Überdruckmethoden“* – namentlich um die dem Konkurrenten Dräger zugehörigen Geräte Pulmotor und Brat-Apparat – geht [220]. Denn auch die zentrale Empfehlung des amerikanischen Untersuchungsberichts, nämlich die Verwendung des „Apparats für pharyngeale Insufflation“ wird im Inhabad-Schreiben verschwiegen [220].

In einem weiteren Schreiben der Inhabad vom Oktober 1921 verschärfte sich der Ton noch einmal. In diesem Schreiben bezeichnete die Inhabad GmbH die

Wirkweise des Pulmotors und Brat-Apparats als lebensgefährlich und forderte die „Beseitigung“ dieser Geräte aus den Rettungsstellen. Dabei berief sie sich erneut auf den amerikanischen Untersuchungsbericht von 1913 und außerdem auf die damals aktuelle Untersuchung der Göttinger Bruns und Schmidt von 1921. Die Berichte dieser Untersuchungen waren dem Schreiben auszugsweise beigefügt worden. Während sich die Inhabad GmbH in ihrem ersten Brief noch überwiegend der bis dahin veröffentlichten Pulmotorkritiken bediente, versuchte sie nun den Pulmotor durch die spekulative Ausschmückung eines Wiederbelebungs-Fallberichts in Misskredit zu bringen. Dabei ging die Inhabad GmbH auch auf die bereits der Öffentlichkeit bekannten und im Schrifttum fixierten erfolgreichen Wiederbelebungen unter Zuhilfenahme des Pulmotors ein. Diese verglich sie mit den ebenfalls bekannten Fällen spontaner Erholung bei Scheintod, um so den Eindruck zu vermitteln, dass zwischen der Anwendung des Pulmotors in Wiederbelebungsfällen und der anschließenden erfolgreichen Wiederbelebung kein kausaler Zusammenhang bestünde. Stattdessen stellte sie diese Wiederbelebungserfolge unter Anwendung des Pulmotors als ebenso wundersame wie zufällige Spontanerholungen dar: *„Daß eine Anzahl von Menschen bisher trotz der Anwendung des Pulmotors […] gerettet worden ist, ist nicht zweifelhaft und im übrigen auch nicht verwunderlich, wie ja auch viele Fälle bekannt sind, in denen ohne jede Anwendung von künstlicher Beatmung auf wundersame Weise Menschen ins Leben zurückgekehrt sind. […] Ebensogut ist es schließlich denkbar, daß infolge Zusammentreffens günstiger Umstände bei der Wiederbelebung mit dem Pulmotor dessen schwere Lebensgefahren ausgeschaltet werden und Genesung eintritt.“* [222]. Um die vermeintlich lebensgefährliche Wirkweise des Pulmotors auch in diesen erfolgreichen Wiederbelebungsfällen zu verdeutlichen, betonte die Inhabad GmbH hierbei, dass sich die von ihr postulierten Spontanerholungen nicht nur unabhängig, sondern sogar „trotz“ des Pulmotoreinsatzes ereignet hätten. Ihre Behauptungen gegen den Pulmotor veranschaulichte die Inhabad GmbH anhand des Fallberichts einer Krankenschwester, die nach einem Suizidversuch mit Barbituraten und Opiaten initial von ärztlicher Seite für tot erklärt worden war, aber zum Zeitpunkt des Einsargens wieder eine ausreichende Spontanatmung erlangt hatte und letztendlich ohne eine einzige Therapiemaßnahme genesen war. Anhand dieses Fallbeispiels entwickelte die Inhabad zwei fiktive Szenarien, in welchen der

Pulmotoreinsatz einmal erfolgreich und einmal nicht erfolgreich war. Dabei verstand es die Inhabad auf geschickte Weise, die bisher veröffentlichten Berichte über erfolgreiche Pulmotoreinsätze ins Lächerliche zu ziehen und damit unglaubwürdig erscheinen zu lassen. Dazu stellte sie nicht nur sämtliche erfolgreiche Pulmotoreinsätze als bloße Zufälle dar, sondern versuchte den Lesern ihres Schreibens zu suggerieren, dass in allen anderen Fällen, in denen die Pulmotoranwendung nicht erfolgreich verlaufen war, der Patient gerade durch diese Pulmotorbeatmung getötet worden war: *„Man denke z. B., um den Gedanken einmal zu Ende zu denken, nur an die eine Möglichkeit, daß die erwähnte Krankenschwester Minna Braun nach ihrer Auffindung durch Pulmotorbeatmung getötet (dann wäre sie eben schon vorher tot gewesen), dann an die andere, daß sie trotz Pulmotor gerettet und nun als Wunderbeispiel in den Reklameheften verherrlicht worden wäre.“* [222]. Auch an anderer Stelle unterstellte die Inhabad GmbH dem Pulmotor eine tödliche Wirkung: *„Mit einer Aufzählung derjenigen Personen, welche bei der Pulmotorbehandlung nicht verstorben sind, ist also nichts bewiesen.“* [222].

Die Empfehlungen des Reichsgesundheitsamts (1922)

Im Frühjahr 1922 griff das Deutsche Reichsgesundheitsamt in den Disput um die Beatmungsgeräte der Firmen Dräger und Inhabad ein. In den Sitzungen des Reichsgesundheitsrates am 20. und 21. April 1922 befasste sich dessen Ausschuss für Gewerbehygiene[178] auf Veranlassung des Rettungswesens in Deutschland mit Maßnahmen zur Rettung und Wiederbelebung bei Kohlenmonoxid-Vergiftung im Bergbau [203, 212, 219, 221]. In diesen Beratungen wurden auch die geäußerten Bedenken gegen den Pulmotor und Brat-Apparat unter folgender Fragestellung erörtert: *„Sind die gegenwärtig gebräuchlichen Geräte zur Beatmung Vergifteter – Pulmotor, Bratsches Gerät, Inhabad-Gerät – zweckentsprechend? Sind die neuerdings gegen die mit Druck und Unterdruck arbeitenden Geräte geltend gemachten Bedenken begründet?“* [203]. In diesem Zusammenhang wurden die Feststellungen der amerikanischen Wiederbelebungskommission als oberflächlich und wenig überzeugend beurteilt

[178] Diesem Ausschuss gehörten sowohl Befürworter des Pulmotors wie George Meyer und Adolf Loewy, als auch Kritiker wie Oskar Bruns an. Auch das Drägerwerk war mit den Mitarbeitern Schröder und Haase-Lampe vertreten [203, 219].

[219]. Nach Abschluss der zweitägigen Beratungen erklärte der Ausschuss einstimmig, dass es keine Einwände gegen eine Weiterverwendung der genannten Wiederbelebungsapparate gäbe. Gleichzeitig forderte der Ausschuss eine eingehende wissenschaftliche Untersuchung der damals geäußerten Bedenken gegen den Pulmotor und Brat-Apparat. Die hierzu erforderlichen Experimente sollten von einem neu gebildeten Sachverständigen-Ausschuss erarbeitet werden [203, 212, 219, 221].

Das Gutachten an das Reichsgesundheitsamt von René du Bois-Reymond (1927)

Mit der Durchführung der beschlossenen Experimente wurde der Physiologe René du Bois-Reymond[179] (1863-1938) beauftragt, der sich in einem ersten Arbeitsabschnitt im Tierversuch mit den Auswirkungen der Überdruckbeatmung auf Herz und Lunge beschäftigte [203, 221]. Du Bois-Reymond umschrieb die an ihn gerichtete Aufgabe folgendermaßen: *„Die Aufgabe war zu untersuchen: 1. Ob der Pulmotor in demselben Grade wie die manuelle Behandlung und andere Atmungsmaschinen auf Atmung und Kreislauf anregend wirkt? 2. Ob der Pulmotor Lunge und Herz schädigt?“* [203]. Über den Ablauf und die Ergebnisse seiner Tierversuche berichtete du Bois-Reymond dem Sachverständigenausschuss des Reichsgesundheitsamtes am 29. März 1927 [203, 221].

Diese Tierversuche wurden an Hunden durchgeführt, die mit Äther und Morphium betäubt und anschließend einer Tracheotomie unterzogen worden waren. Anschließend erfolgte die künstliche Beatmung durch eine Kolbenpumpe oder durch den Pulmotor, wobei Puls und Blutdruck über die kanülierte Arteria carotis erfasst wurden. Teilweise wurde auch der Venendruck in einer Jugularvene aufgezeichnet. Im weiteren Verlauf wurde ein Teil der Tiere mit Leuchtgas vergiftet oder mittels Curareinjektion ohne anschließende Weiterbeatmung erstickt. 10 Sekunden nach Sistieren des Karotispulses wurde in beiden Experimenten mit der Pulmotorbeatmung begonnen, wodurch nach wenigen Minuten die Herztätigkeit in voller Stärke wieder hergestellt werden konnte[180]. In keinem Versuch kam es unter

[179] René du Bois-Reymond, ein Sohn des Physiologen Emil du Bois-Reymond, war seit 1895 als Assistent und später als Direktor am Berliner Physiologischen Institut tätig.

[180] Im Rahmen seines Berichtes an das Reichsgesundheitsamt wies du Bois-Reymond auch darauf hin, dass die durch Leuchtgas oder Hypoxie hervorgerufene Schädigung des Herzens auch derart vorangetrieben werden konnte, dass die Beatmung mit dem Pulmotor keinen Erfolg mehr hatte [203].

Pulmotorbeatmung zu einer Kreislaufdepression. Vielmehr kam es zu einer leichten Blutdruckerhöhung. Der Venendruck blieb unverändert. Diese Experimente wurden mehrfach mit gleichem Ergebnis wiederholt und veranlassten du Bois-Reymond zu der Schlussfolgerung, dass auch der Pulmotor, anders als 1923 von Bruns postuliert, mit seiner Beatmung anregend auf das Herz wirken würde. Die anschließende Obduktion der Tiere zeigte an den Lungen keine Veränderungen, die auf eine Schädigung durch den Pulmotor hinwiesen [203].
Um auch geringfügige Lungenschäden durch die Pulmotorbeatmung auszuschließen, wurde in einem weiteren Experiment ein Teil der Tiere nach vollständiger Muskellähmung mit Curare über vier Stunden mit dem Pulmotor beatmet. Anschließend wurden die Tiere für mehrere Tage beobachtet, ohne dass klinische Anzeichen für eine Lungenschädigung zu erkennen waren [203].
In seinem Bericht an das Reichsgesundheitsamt wies du Bois-Reymond die gegen den Pulmotor gerichteten Vorwürfe zurück und kam zu dem Ergebnis, dass der Pulmotor in einer den anderen Beatmungsverfahren ebenbürtigen Weise auf den Kreislauf anregend wirkte und dabei weder das Herz noch die Lungen schädigte [203].

Die amerikanischen Wiederbelebungskommissionen, Teil I (1923)

Ungeachtet der Gutachten und Empfehlungen des Reichsgesundheitsamtes war die Kontroverse um die mit Über- oder Wechseldruck arbeitenden Beatmungsgeräte, insbesondere den Pulmotor, noch nicht abgeschlossen. Vor allem im angloamerikanischen Raum dauerte die Kontroverse an.
So wurde Anfang der zwanziger Jahre in den Vereinigten Staaten von Amerika erneut eine Wiederbelebungskommission gebildet, die sich in den Jahren 1921 und 1922 mit den Möglichkeiten der Wiederbelebung bei Scheintod durch Kohlenmonoxid-Intoxikation beschäftigte [203, 219]. Dieser auf Veranlassung der „American Gas Association“ gebildeten und von dieser finanzierten „Commission

---

Diese Beobachtung legt die Vermutung nahe, dass es sich bei diesem im Experiment erzeugten „Herzstillstand“ nicht um eine Asystolie im eigentlichen Sinn gehandelt haben kann, zumal der Versuchsaufbau keine Elektrokardiographie, sondern nur eine indirekte Bestimmung der Herzaktion anhand einer arteriellen Pulsmessung beinhaltete.
Die korrekten Schlussfolgerungen aus diesem Sachverhalt hatte Oskar Bruns bereits in seinen Untersuchungen von 1923 gezogen, in denen er die Unmöglichkeit eines künstlichen Kreislaufs durch alleinige Beatmung erkannte. So vermutete er im Anschluss an seine Untersuchungen, dass die bis dato durch alleinige Beatmung wiederbelebten Patienten keinen Herzstillstand erlitten hatten, sondern noch eine minimale Restaktivität besaßen [414].

on Resuscitation from Carbon Monoxide Asphyxia" gehörten unter anderem die Physiologen Cecil Kent Drinker[181] (1887-1956), Walter Bradford Cannon[182] (1871-1945), Yandell Henderson[183] (1873-1944) und Howard Wilcox Haggard[184] (1891-1959) an [203, 219]. Den Vorsitz bei dieser Wiederbelebungskommission hatte Cecil Drinker inne [237].

Diese Kommission untersuchte die Wiederbelebungs-Einsätze in mehreren großen Gasgesellschaften, bei denen entweder die „Prone Pressure Method" von Edward Schäfer zum Einsatz kam oder der Pulmotor oder Lungmotor verwendet

[181] Cecil Kent Drinker wurde am 17. März 1887 in Philadelphia geboren. Nach Abschluss seines Medizinstudiums 1913 arbeitete er unter anderem an der Harvard Medical School im Physiologischen Institut von Walter B. Cannon. Von 1916 bis 1918 übernahm Drinker die Führung des Instituts für Cannon, der zum Militär eingezogen worden war. Von 1923 bis zu seiner Emeritierung 1948 war Drinker Professor für Physiologie an der Harvard Medical School und der Harvard School of Public Health. Drinker war Pionier auf dem Gebiet der Industrie-Medizin und Industrie-Hygiene und befasste sich in diesem Rahmen nicht nur mit Methoden der künstlichen Beatmung. So unterstützte er seinen Bruder Philip Drinker bei der Entwicklung der „Iron Lung" in den Jahren 1927 und 1928. Sein zentrales Interesse galt allerdings der Erforschung des Lymphatischen Systems und des Blutkreislaufs. Zudem beschäftigte er sich intensiv mit berufsbedingten Expositionen und Intoxikationen mit industriellen Giftstoffen und deren Prävention und Therapie. Drinker starb ab 15. April 1956 in Falmouth, Massachusetts [246].

[182] Walter Bradford Cannon wurde am 19. Oktober 1871 in Prairie du Chien, Wisconsin geboren. Von 1896 bis 1900 studierte er Medizin an der Harvard Medical School, wo er unter dem Physiologen Henry Pickering Bowditch Untersuchungen zur Physiologie der Verdauung anstellte. 1906 wurde Cannon Professor der Physiologie und Nachfolger von Bowditch als Direktor des Harvard Department of Physiology. Auf seinen frühen Untersuchungen zur Verdauungsphysiologie aufbauend sich Cannon später mit den Physiologischen Auswirkungen von Emotionen, die er 1915 in dem Buch *„Bodily Changes in Pain, Hunger, Fear and Rage"* veröffentlichte. Zwischen 1917 und 1918 beschäftigte sich Cannon als Militärarzt in England und Frankreich mit der Physiologie des Traumatischen Schocks und erkannte dabei die Wichtigkeit der Volumentherapie des Blutverlustes. Nach dem Weltkrieg beschäftigte sich Cannon mit dem Prinzip der Homöostase, und machte sie unter diesem Namen bekannt. Walter Bradford Cannon starb am 1. Oktober 1945 in Franklin, New Hampshire [42].

[183] Yandell Henderson wurde am 23.04.1873 in Louisville, Kentucky geboren. Nach Erlangen eines Doktorgrades (Ph. D.) an der Yale University 1898 studierte Henderson für weitere zwei Jahre physiologische Chemie in Marburg und München. 1911 wurde Henderson zum Professor der Physiologie an der Yale Medical School ernannt, ab 1920 war er Professor für angewandte Physiologie an der Yale University. Henderson befasste sich schwerpunktmäßig mit Atemphysiologie und Wiederbelebung und wurde in diesem Zusammenhang vom „U. S. Bureau of Mines" ab 1911 mit Untersuchungen zum Schutz der Bergmänner vor Minengasen beauftragt. Während des 1. Weltkriegs leitete er die Untersuchungen zur chemischen Kriegsführung der U. S. Army. und machte sich um die Entwicklung der Flugmedizin in den USA verdient [301]. In medizinischen Kreisen als energischer Verfechter seiner Ansichten bekannt [301], war er zeitlebens entschiedener und aktiver Gegner der Überdruck- und Wechseldruckbeatmungsgeräte, insbesondere des Pulmotors [238, 337].

[184] Howard Wilcox Haggard, wurde am 18.07.1891 in La Porte, Indiana geboren. Nach einem Studium an der Yale University erlangte er 1917 den Doktorgrad der Medizin. Ab 1917 war er als Physiologe für das U. S. Bureau of Mines und später für den Chemical Warfare Service der U. S. Army tätig. Haggard war von 1923 an Professor für angewandte Physiologie und Gründer des Laboratoriums für angewandte Physiologie an der Yale University, dessen Leitung er, als Nachfolger Yandell Hendersons, von 1938 bis 1956 innehatte. Haggards Forschungsschwerpunkt lag in der Atemphysiologie und hier vor allem in der respiratorischen Aufnahme von Giftstoffen. Neben Fragen der Grubenrettung und Wiederbelebung beschäftigte er sich mit der Prävention von Intoxikationen mit industriellen Giftstoffen. Zudem befasste er sich intensiv mit der Geschichte der Medizin und den medizinischen Folgen des Alkoholismus. Haggard starb am 21.04.1959 in Tabernier, Florida [265].

wurden. Anschließend verfolgte sie den medizinischen Verlauf der Fälle in den Krankenhäusern [232].
Im März 1923 berichteten Drinker und Cannon über die Ergebnisse dieser Untersuchungen [203, 219, 232, 414]. Dabei stellten sie fest, dass die aus den Gasgesellschaften gewonnenen Daten keinen Nachweis einer Überlegenheit des Pulmotors oder Lungmotors gegenüber der manuellen Methode nach Schäfer lieferten [231, 232]. Außerdem ließen sie die Aufzeichnungen der Krankenhäuser zu der Schlussfolgerung kommen, dass jegliche Methode der Überdruckbeatmung Gefahren für die so behandelten Patienten bergen würde [203, 219, 231, 232]. Drinker und Cannon kündigten aus diesem Grund für eine abschließende Beurteilung von Pulmotor und Lungmotor eingehendere Untersuchungen an, die sich speziell mit diesen Beatmungsgeräten befassen sollten [203, 219, 232]. Bis zum Abschluss dieser weiterführenden Untersuchungen empfahlen Drinker und Cannon den Rettungsmannschaften in Fällen von Kohlenmonoxidvergiftungen die Anwendung der manuellen Methode nach Schäfer unter Insufflation der von Henderson und Haggard favorisierten O_2-CO_2-Gasgemische. Hierfür sahen sie das von Henderson und Haggard entwickelte Inhalationsgerät als geeignet an [219, 232].

Diese Empfehlungen stimmten mit den Wiederbelebungsmaßnahmen bei Kohlenmonoxidvergiftung überein, die bereits 1922 von Henderson und Haggard auf Veranlassung der American Medical Association unter eigenem Namen veröffentlicht worden waren. In diesem Bericht an die American Medical Association wiesen Henderson und Haggard explizit darauf hin, dass der Pulmotor ungeeignet für die künstliche Beatmung von Kohlenmonoxidvergifteten sei und ihnen sogar ernsthafte Schäden zufügen könne. Stattdessen empfahlen sie den von ihnen ersonnen, und nach ihrer Meinung in seiner Funktion einzigartigen, „H.-H. Inhalator for the elimination of Carbon Monoxid“. Dieser sollte zusammen mit der manuellen Methode nach Schäfer angewendet werden (siehe Abb. 233 und 234) [233, 237].

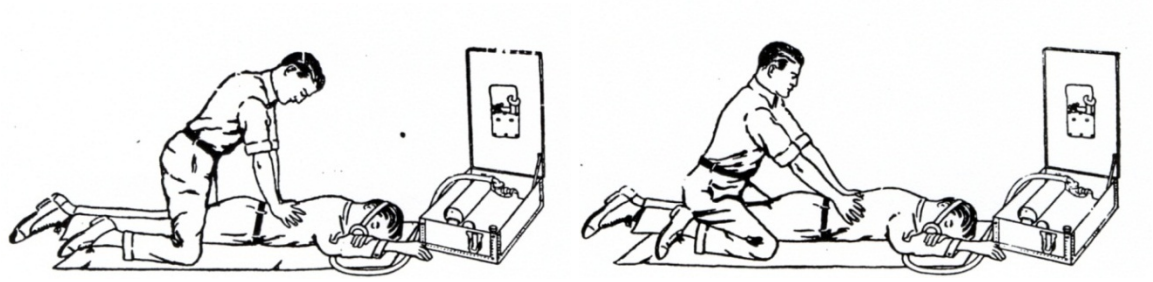


Abb. 233 und 234: manuelle Beatmung nach Schäfer unter Verwendung des H.-H. Inhalators, Aus- und Einatmung, 1922 [233]

Dieser H.-H. Inhalator war das Ergebnis einer Reihe von klinischen Untersuchungen und Laborexperimenten, die Henderson und Haggard, als Subkomitee der „Commission on Resuscitation from Carbon Monoxide Asphyxia", ab Ende 1921 zur inhalativen Behandlung der Kohlenmonoxidvergiftung durchgeführt hatten [237].

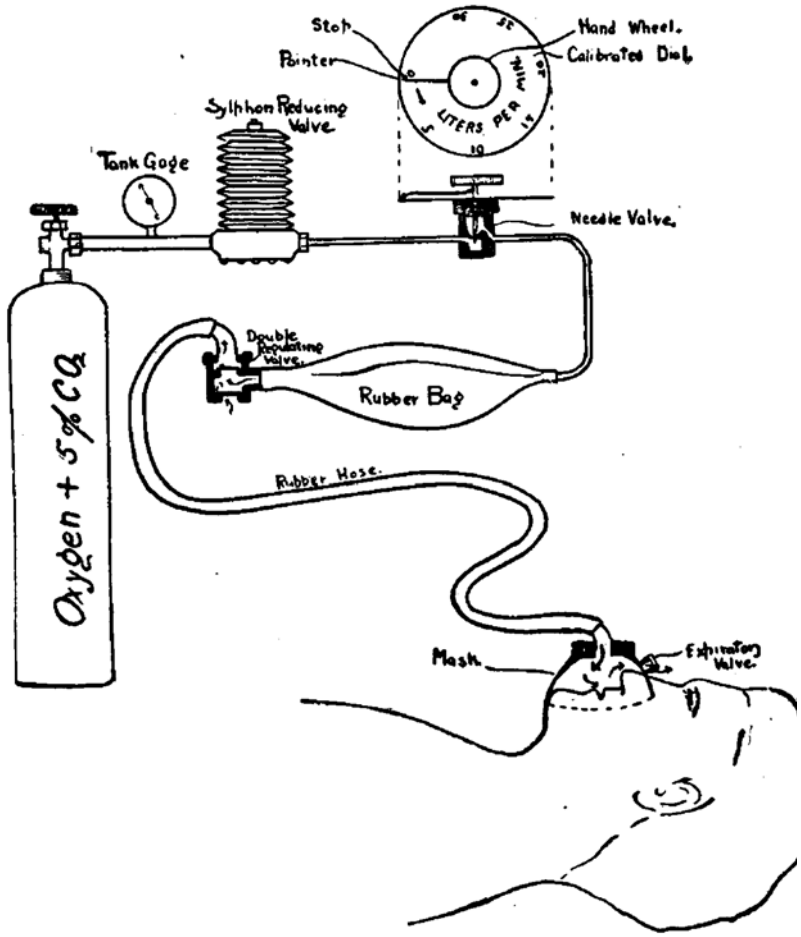
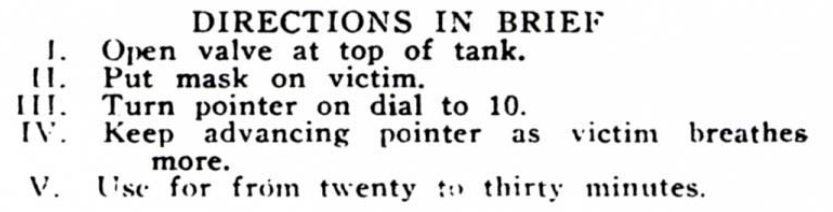


Abb. 235: H.-H. Inhalator, Funktionszeichnung, 1922 [237]

Der H.-H. Inhalator wurde nach den Vorschlägen Hendersons und Haggards von der „Mine Safety Appliances Company" in Pittsburgh entwickelt [55, 233, 237]. Sein Einsatzgebiet war laut Herstellerfirma ausschließlich auf die Wiederbelebung

unter gleichzeitiger Anwendung der „prone pressure method“ nach Schäfer begrenzt[185] [55]. Dieser in Abb. 235 skizzierte Apparat bestand aus einer Stahlflasche, die bis zu einem Druck von 120 atm mit Sauerstoff und bis zu einem Druck von 6 atm mit Kohlendioxid befüllt war, wodurch sich ein Mischungsverhältnis der Gase von 95 % O_2 und 5 % CO_2 ergab. Dieses Gasgemisch wurde durch ein Druckreduzierventil, das „sylphon bellows reducing valve“, geleitet und anschließend über ein Nadelventil in einer Ausflussmenge von 0 bis 30 l/ min dosiert. Dieser Gasstrom gelangte vom Nadelventil in einen gummierten Beutel von 5 Litern Kapazität, der als Gasreservoir das Einsparen des Gasgemisches in der Exspirationsphase ermöglichte. Der Ausgang dieses Atembeutels war mit einem leichten Scheibenventil verschlossen, dass sich mit dem inspiratorischen Sog öffnete und das Gasgemisch über einen Schlauch zu einer Gesichtsmaske weiterleitete. Diese Maske war mit einem Exspirationsventil versehen. Hinter dem Ausgang des Atembeutels war ein zusätzliches Ventil angebracht, das sich gegen die Atmosphäre öffnete. Dieses Scheibenventil war schwerer als das den Atembeutel verschließende Ventil und öffnete sich erst, wenn der Atembeutel leergesaugt war. In diesem Fall strömte die Umgebungsluft durch das Ventil in Richtung Maske. Der H.-H. Inhalator wurde mit einer rudimentären, fünf Punkte umfassenden Bedienungsanleitung ausgeliefert, die sich im Transportkasten des Geräts befand (siehe Abb. 236). In dieser Bedienungsanleitung wurde die maximale Betriebsdauer des Inhalators mit 20 bis 30 Minuten angegeben [55, 233, 237].


DIRECTIONS IN BRIEF

I. Open valve at top of tank.
II. Put mask on victim.
III. Turn pointer on dial to 10.
IV. Keep advancing pointer as victim breathes more.
V. Use for from twenty to thirty minutes.

Abb. 236: Kurzanleitung des H.-H. Inhalators, 1922 [233]

[185] Als mögliche Wiederbelebungsszenarien nannte die „Mine Safety Appliances Company“ die Kohlenmonoxidvergiftung, die Erstickung an Gasen, den Elektrounfall, das Ertrinken und die Neugeborenen-Asphyxie [55].

Die amerikanischen Wiederbelebungskommissionen, Teil II (1923)

Die bereits im März 1923 von der Wiederbelebungskommission der „American Gas Association“ angekündigte eingehendere Untersuchung des Pulmotors und Lungmotors wurde noch im selben Jahr von einer neuen Kommission durchgeführt. Dieser ebenfalls durch die „American Gas Association“ finanzierten Kommission gehörten neben Cecil Drinker nun seine Frau Katherine R. Drinker[186], der Ingenieur Louis Agassiz Shaw (1886-1940) und A. C. Redfield[187] an. Die Kommission erstattete ihren Bericht im Juni 1923 [203, 219, 231, 234]. In diesem Bericht beschäftigte sich die Kommission vor allem mit den gegen den Pulmotor und Lungmotor hervorgebrachten Bedenken. Auch die pulmotorkritischen Untersuchungen, die Oskar Bruns und Heinrich Schmidt im Herbst 1921 veröffentlicht hatten, waren der Kommission bekannt und wurden in ihren Experimenten berücksichtigt [219, 414]. Insbesondere der Vorwurf, dass eine Überdruckbeatmung bei Kohlenmonoxid-Intoxikation, namentlich mit dem Pulmotor, zu einer akuten Herzschädigung im Sinne eines Rechtsherzversagens führen könne, wurde im Tierversuch an Katzen überprüft. Hierbei zeigte sich keinerlei Herzschädigung [203, 219, 231, 234, 337, 414]. Auch kam es in den Versuchen an Hunden und Katzen nicht zu Lungenrupturen. Somit konnten die Vorwürfe, dass es durch Überdruckbeatmung zu druckbedingten Herz- und Lungenschäden kommen würde, widerlegt werden. [231, 234, 337]. Gleichzeitig wies Drinker als Vorsitzender der Kommission aber auch darauf hin, dass diese Aussagen nur für den Tierversuch gelten würden und nicht ohne weiteres auf den Menschen übertragbar wären [234, 337]: „*The possibility that positive ventilation might rupture a diseased lung can never be dispelled by animal experimentation.*“ [337]. Zudem kritisierte er, dass es im Rahmen der Überdruckbeatmung mit Gesichtsmaske häufig zu einer Aspiration von Erbrochenem und infektiösem Material aus dem Mundraum käme. Diese Tatsache konnte im Experiment an narkotisierten Hunden und Katzen, die zur Hälfte spontan atmeten und zur Hälfte mit Überdruck beatmet wurden, bewiesen werden[188] [231, 234, 337]. Weiterhin wies Drinker auf die negativen Auswirkungen hin, die durch eine undicht sitzende

[186] Biografische Daten unbekannt.
[187] Biografische Daten unbekannt.
[188] Ob auch manuelle Beatmungsmethoden zu diesem Risiko der Verschleppung von Fremdmaterial in die Lungen führten wurde nicht experimentell untersucht [337].

Gesichtsmaske hervorgerufen werden konnten. In diesem Fall kam es durch Leckage in der Überdruckphase zu einer unzureichenden Ventilation. Die Saugphase erfolgte dagegen in unverminderter Stärke, da sich die Gesichtsmaske unter Sog selbst abdichtete, wodurch sich die Gefahr einer Atelektasenbildung erhöhte [234]. Diesen Untersuchungsergebnissen folgend forderte die Kommission, dass Überdruckbeatmungsgeräte ausschließlich von speziell ausgebildetem Fachpersonal verwendet werden sollten [203, 219, 231, 234].
In der abschließenden Empfehlung eines zur Therapie der Kohlenmonoxid-Intoxikation geeigneten Beatmungsverfahrens hielt die Kommission an dem bereits von der ersten Kommission empfohlenen Verfahren fest und befürwortete dementsprechend weiterhin die Anwendung der manuellen Methode nach Schäfer in Kombination mit der Sauerstoff-Kohlensäure-Inhalation nach Henderson und Haggard mittels H.-H. Inhalator [219, 231, 232].

Die englische Kommission zur Untersuchung von Grubenrettungsgeräten (1923)

Auch englische Wissenschaftskreise der zwanziger Jahre waren dem Pulmotor gegenüber kritisch eingestellt. So stufte die Kommission zur Untersuchung von Grubenrettungsgeräten, namentlich John Scott Haldane (1860-1936) und Henry Briggs (1883-1935), Überdruckbeatmungsgeräte aufgrund ihrer unphysiologischen Wirkweise als gefährlich ein. Dabei postulierten sie die Möglichkeit einer Lungenschädigung durch die Applikation von Über- und Unterdruck auf die Lungen. Zudem wiesen sie darauf hin, dass es im Rahmen der Überdruckbeatmung, gerade unter Hervorholen der Zunge zum Schaffen eines freien Atemwegs, möglicherweise zu einer Magenbeatmung anstelle einer Lungenventilation kommen könne. Ihrer ablehnenden Haltung entsprechend forderte die englische Kommission die Abschaffung aller Überdruckbeatmungsgeräte und empfahl weiterhin die Ausübung der manuellen Beatmungsmethoden [203, 219].

Das Gutachten an die „Carnegie Steel Company“ von F. Rossiter (1922, 1928)

Während die großen amerikanischen Wiederbelebungskommissionen den Pulmotor eher kritisch betrachteten, gab es in den USA durchaus auch Befürworter des Pulmotors.

Zu diesen gehörte Frank S. Rossiter[189], der als Betriebsarzt der in Pennsylvania ansässigen „Carnegie Steel Company“ tätig war. Rossiter wurde 1922 von der „Carnegie Steel Company“ aufgefordert, ein Gutachten zur Behandlung von Kohlenmonoxidvergiftungen zu erstellen. In dem im Oktober 1922 veröffentlichten Gutachten gab Rossiter eine Übersicht und Rezension des damaligen Wissenstands zur Kohlenmonoxid-Intoxikation und verknüpfte diese mit seinen eigenen Erfahrungen [203, 219, 235]. Hierbei ging Rossiter auf die Kontroverse um die manuellen und maschinellen Beatmungsmethoden ein, wobei er im Falle einer CO-Intoxikation ausdrücklich die Beatmung mittels Pulmotor favorisierte [203, 219, 235]: *„In over 100 very severe cases, this apparatus was used and excellent results obtained, with no noticeable after effects.“* [235]. Gleichzeitig empfahl er eine höhere Sauerstoffabgabe für den Pulmotor, um die Wirksamkeit des Geräts bei Kohlenmonoxid-Intoxikationen noch zu verbessern [219].

In einem erneuten Gutachten aus dem Jahre 1928 bekräftigte Rossiter seine Position noch einmal und merkte an, dass er in über 18 Jahren in der Behandlung von mehreren Hundert Fällen von Kohlenmonoxidvergiftung keine Komplikationen bei der Beatmung mit dem Pulmotor erlebt habe. Dementsprechend betrachtete er die Kritik am Pulmotor als gegenstandslos. Dagegen hielt er die manuelle Methode nach Schäfer, vor allem in Fällen von Rippenfrakturen, Verbrennungen und Weichteilverletzungen, für gefährlich, da sie die Verletzungen verschlimmern könne [235].

Weiterer Verlauf des Pulmotor-Streits (30er bis 50er Jahre)

Die Empfehlungen des Reichsgesundheitsamtes und die englischen und amerikanischen Wiederbelebungskommissionen der zwanziger Jahre markierten die letzten größeren wissenschaftlichen Debatten um die künstliche Beatmung als grundlegende Maßnahme der Wiederbelebung, bei denen der Pulmotor im

[189] Biografische Daten unbekannt.

Zentrum der Debatte stand. Im Verlauf der folgenden Jahrzehnte verschwand der Pulmotor zunehmend aus dem Mittelpunkt dieser Kontroverse, wodurch auch der Pulmotor-Streit abflaute. Diese Entwicklung hatte verschiedene Gründe.

So kam in den USA in den dreißiger und vierziger Jahren eine Vielzahl von Beatmungsgeräten für die Wiederbelebung auf, die mit pulmonalem Überdruck oder Wechseldruck arbeiteten und den Pulmotor langsam von seiner herausragenden Stellung in Bekanntheit und Häufigkeit des Gebrauchs unter den Wiederbelebungsgeräten verdrängten. Dabei orientierten sich nicht wenige dieser Konkurrenz-Geräte an den Konstruktionsprinzipien des Pulmotors, wie zum Beispiel der in den dreißiger Jahren auf den amerikanischen Markt gebrachte „E&J Resuscitator“[190].

Der „E&J Resuscitator“ war ein Wechseldruck-Beatmungsgerät der in Glendale, Californien beheimateten „E&J Manufacturing Company“ (siehe Abb. 237) [53]. Er wurde von dem Maschinenbauer Clarence Erickson[191] und seinem Schwager, dem Arzt George Johnstone[192], entworfen [258], deren Initialen dem Gerät seinen Namen gaben. Der Beatmungsapparat wurde von Clarence Erickson erstmals im Oktober 1928 zum Patent angemeldet (United States Patent No. 1.893.670) [179]. Die Energiequelle bestand wie auch beim Pulmotor aus komprimiertem Sauerstoff, dessen Druck über ein Reduzierventil auf einen brauchbaren Arbeitsdruck verringert wurde [53, 240]. Während die Beatmungsdrücke in der Ursprungsversion des „E&J Resuscitators“ noch über ein Luftpumpensystem generiert wurden, erfolgte der Druckaufbau ab 1939 über einen Injektor [53]. Dabei wurde während der Inspirationsphase ein Überdruck von maximal 13 mm Hg aufgebaut. In der Exspirationsphase des Geräts lag dagegen ein Unterdruck von maximal 9 mm Hg an [53, 240]. Wie auch



Abb. 237: Werbeanzeige für den E&J Resuscitator aus der Zeitschrift „Fire Engineering” vom April 1945 [249]

[190] Yandell Henderson, einer der bekanntesten amerikanischen Polmotor-Kritiker, sah in dem „E&J Resuscitator“ sogar nichts anderes als den Nachfolger des Pulmotors [238].
[191] Biografische Daten unbekannt.
[192] Biografische Daten unbekannt.

beim Pulmotor erfolgte die Umschaltung zwischen In- und Exspirationsphase druckgetriggert bei Erreichen dieser maximalen Druck- und Saugwerte. Auch die Auswahlmöglichkeit zwischen künstlicher Beatmung über ein Zweischlauch-System mit Gesichtsmaske und Sauerstoff-Insufflation entsprach dem Leistungsumfang des Pulmotors. Zusätzlich konnte allerdings über einen separaten Schlauchanschluss kontinuierlicher Unterdruck zum Absaugen von Schleim und Flüssigkeiten aus dem Rachenraum angewendet werden [53]. Diese Zusatzvorrichtung gab es beim Pulmotor erst ab den fünfziger Jahren mit dem Modell „PT 1“. Außerdem verfügte der „E&J Resuscitator“ über Sicherheitsventile im Über- und Unterdruckbereich, die fest auf 18 mm Hg eingestellt waren [53, 240].

Der „E&J Resuscitator“ war in den USA sehr erfolgreich und schien in vielen amerikanischen Studien zur Beatmung und Wiederbelebung die Stelle des Pulmotors einzunehmen.

Aber nicht nur neu entwickelte Überdruckbeatmungsgeräte, sondern auch ein neues Beatmungsfahren machten dem Pulmotor Konkurrenz. So verdrängte auch die Ende der zwanziger Jahre entwickelte „Iron Lung“ den Pulmotor mit aus dem Mittelpunkt des Interesses, auch wenn diese keine wirkliches Notfallbeatmungsgerät darstellte. Dabei leistete die „Iron Lung“ dem Pulmotor in wissenschaftlichen Kontroversen gerade in den Kritikpunkten „mögliche Lungenschädigung und Kreislaufbeeinflussung“ unbeabsichtigt Schützenhilfe, da auch sie mit Wechseldruck arbeitete und aufgrund ihrer Konstruktion die gleichen transpulmonalen Drücke aufbaute wie der Pulmotor[193].

Zudem schien der Umstand, dass es sich bei diesen neuen Wechseldruck-Beatmungsgeräten um einheimische Erzeugnisse handelte, die Bedenken der amerikanischen Kritiker größtenteils abzumildern. Nationale Ressentiments, die

[193] In den fünfziger Jahren verwendeten die amerikanischen Befürworter der Wechseldruckbeatmung die langjährige, positive Erfahrung mit der „Iron Lung“, um für die Vorteile der Wechseldruckbeatmungsgeräte zu werben. So entgegnete James Elam (1918-1995) der Kritik an der Negativphase der Wechseldruckbeatmungsgeräte zu Beginn der fünfziger Jahre folgendes: *„It is likely that the dangers of negative airway pressure have also been overemphasized. The body type Drinker respirator employing positive and negative intra-tank pressure has been demonstrated to be the mechanical and physiological equivalent of the alternating positive-negative type respirator, insofar as its effect on the lungs and circulation are concerned. The fact that hundreds of poliomyelitis patients have received both intermittend positive an alternating positive-negative pressure with these body respirators without apparent pulmonary damage would seem to be a testimonial for the safety of alternating pulmonary pressures as a means of artificial respiration, as far as the lungs are concerned.”* [287].
Diese Argumentationsweise wurde in ähnlicher Art bereits Jahrzehnte zuvor von der Firma Dräger genutzt, als sie auf die langjährige durchweg positive Erfahrung des Rettungswesens mit dem Pulmotor hinwies, um damit die Wirksamkeit und Unbedenklichkeit des Geräts zu unterstreichen.

zuvor die Kritik an den Beatmungsgeräten des „Politischen Gegners“ nicht unbeeinflusst gelassen hatten, entfielen, wodurch die wissenschaftliche Debatte häufig konstruktiver wurde und an Vehemenz verlor.
Außerdem verschob sich das Interesse des Rettungswesens von der künstlichen Beatmung als entscheidende und alleinige Wiederbelebungsmaßnahme hin zu Maßnahmen, die primär die Wiederherstellung oder Aufrechterhaltung des Blutkreislaufs zum Ziel hatten. Diese Entwicklung begann bereits Anfang der zwanziger Jahre, als deutsche Studien, namentlich von Oskar Bruns, die Annahme widerlegten, dass allein durch künstliche Beatmung ein künstlicher „Notkreislauf“ generiert werden könnte [46, 219, 414].

Trotz dieser langsamen Verdrängung des Pulmotors aus seiner Vorreiterstellung als Synonym für Wiederbelebungsmaschinen blieb das „Pulmotor-Prinzip“ weiterhin erfolgreich. Dies wird nicht zuletzt durch die Entstehung einer Vielzahl von Konkurrenzgeräten belegt, die mehr oder weniger offen den Pulmotor plagiierten. Zudem blieb der Pulmotor vor allem in Deutschland bis in die vierziger Jahre hinein Bestandteil der wissenschaftlichen Diskussion und war als Poliomat in fünfziger Jahren in vielen Studien zur Über- und Wechseldruckbeatmung vertreten. Dies galt auch für den wissenschaftlichen Exkurs in den USA.

Weiterer Verlauf des Pulmotor-Streits in Deutschland (Ende 20er bis 50er Jahre)

Gerade in Deutschland blieb der Pulmotor, trotz „Abflauen“ des Pulmotor-Streits, noch bis in die dreißiger Jahre ein wichtiges Thema in der kontroversen Diskussion um die „beste Beatmungsmethode“. Dies lag nicht zuletzt daran, dass es weiterhin einzelne Wissenschaftler gab, die sich intensiv mit dem Pulmotor befassten. Dazu gehörte unter anderem der Physiologe Oskar Bruns, der sich bereits zwischen 1921 und 1923 mehrfach mit dem Pulmotor befasst hatte und diesem eher ablehnend gegenüberstand.

Die Untersuchungen von Oskar Bruns (1927)

Im Jahre 1927 führte Bruns seine Versuche von 1923 fort. Nachdem er in diesen vorausgegangenen Experimenten erkannt hatte, dass die Generierung eines

künstlichen Kreislauf, des sogenannten „Notkreislaufs“, durch alleinige Beatmung nicht möglich war, zweifelte Bruns zunehmend am bisherigen, weltweit als Standard angesehenen Konzept der Wiederbelebung durch künstliche Atmung als einzige Maßnahme [414].

Trotz dieser zweifelnden Haltung gegenüber den Erfolgsaussichten einer Reanimation bei Herzstillstand ging Bruns weiterhin davon aus, dass eine erfolgreiche Wiederbelebung durch alleinige künstliche Beatmung auch im Herzkreislaufstillstand prinzipiell möglich war [46, 362].

Zu dieser Überzeugung war Bruns, wie viele seiner Kollegen, aufgrund der immer wieder im Rettungsalltag gemachten Erfahrung gelangt, dass Personen mit offensichtlichem Herzstillstand (damals nur anhand einer Pulslosigkeit diagnostiziert) erfolgreich durch ausschließliche künstliche Beatmung wiederbelebt werden konnten. Bruns schilderte diesen Umstand wie folgt: *„[…], so bleiben doch bei aller Kritik* [an der geringen Erfolgsrate von Wiederbelebungen bei Herzstillstand] *Einzelfälle übrig, in denen äußerlich sicher weder Atmung noch Herztätigkeit nachweisbar und trotzdem die Wiederbelebungsversuche von Erfolg gekrönt waren.“* [362].

Für diesen Erfolg spielte die eigentliche Beatmung in Bruns Verständnis nur eine untergeordnete Rolle, da der mittels Beatmung zugeführte Sauerstoff aufgrund des Kreislaufstillstands nicht in den Herzmuskel oder das Gehirn transportiert wurde. Stattdessen machte er die von den Beatmungsmethoden ausgeübten reflektorischen und mechanischen Herzreize für den bisherigen Erfolg der künstlichen Beatmung bei der Wiederbelebung von Patienten mit Herzstillstand[194] in der Rettungspraxis verantwortlich. Diese Herzreizung sollte das stillstehende Herz zur Wiederaufnahme einer geregelten Eigenaktion bewegen, wobei Bruns den mechanischen Herzreizen die weitaus größere Bedeutung zumaß [46].

Diese Theorie sah Bruns in seinen Tierversuchen von 1923 begründet. In diesen Versuchen war Bruns aufgefallen, dass es durch die Blutbewegung, welche unter

[194] Der Begriff „Herzstillstand“ wird von Bruns und später auch von Bruns und Thiel ungenau verwendet. In dieser Studie von 1927 bezeichnete der Begriff den rein klinischen Zustand des „Herzstillstandes“, bei dem weder Herzschlag noch Puls getastet werden konnten. Dieser Begriff entsprach also der in den heutigen Reanimationsrichtlinien verwendeten Umschreibung „Pulslosigkeit“. Im Rahmen seiner Tierversuche verwendete Bruns den Begriff „Herzstillstand“ für das Ausbleiben des Herzschlags, der durch Eröffnen des Herzbeutels direkt sichtbar gemacht werden konnte.
Da Bruns anhand seiner bis 1927 gemachten Versuche noch nicht den Unterschied zwischen Herzstillstand und Kreislaufstillstand erkannt hatte, berücksichtigte er bei der Verwendung des klinischen Begriffs „Herzstillstand“ nicht, ob dieser Herzstillstand mit einen Kreislaufstillstand einherging, oder ob noch ein Minimalkreislauf (im Sinne einer „vita minima“) vorhanden war. Diese „Unkenntnis“ erklärt, warum Oskar Bruns von der prinzipiellen Wiederbelebbarkeit des Herzstillstandes durch künstliche Beatmung ausging.

künstlicher Beatmung in den Vorhöfen und Herzkammern generiert wurde, zu einer mechanischen Reizung der Herzinnenhaut kam, die spontane Kontraktionen des Herzmuskels nach sich zogen [414].

Da sich Wiederbelebungserfolge in der Rettungspraxis allerdings nur selten einstellten, stellte Bruns in seiner neuen Studie „Über die Wiederbelebung durch künstliche Atmung“ von 1927 die Frage, ob die durch alleinige künstliche Beatmung gesetzten Herzreize für die Wiederaufnahme einer Herzaktion ausreichend wären, oder ob zusätzlich ausgeübte Methoden der Herzreizung, wie die Herzmassage nach König und Maass, die Wiederaufnahme einer Herzaktion begünstigen könnten: *„Wir benutzen zur Wiederbelebung heute fast ausschließlich die künstliche Atmung. Ist das nun wirklich begründet auch bei der Wiederbelebung Scheintoter, wenn also außer der Unterbrechung der Atmung auch noch Herzstillstand besteht?“* [46].

Bruns untersuchte daraufhin, welche der ihm bekannten Methoden der künstlichen Beatmung unter Laborbedingungen den stärksten mechanischen Reiz auf das Herz ausübte.

Als Maß der mechanischen Reizung der Herzinnenhaut verwendete Bruns die intrakardialen Drücke, die er während In- und Exspiration an frischen Menschen- und Hundeleichen erhob. Bruns wählte die intrakardialen Drücke als Messgröße, da eine direkte Erfolgskontrolle der mechanischen Herzreizung durch Beobachtung von Herzmuskelzuckungen oder arteriellen Pulsationen aufgrund des bereits eingetretenen Todes der Versuchskandidaten aus physiologischer Sicht prinzipiell nicht mehr möglich war [46].

Entsprechend seiner Fragestellung untersuchte Bruns auch die Technik der äußeren Herzmassage nach Franz König (1832-1910) und Friedrich Maass[195] in ihrem Vermögen, das stillstehende Herz auf mechanischem Wege zu Eigenaktionen anzuregen [46]. Friedrich Maass hatte seine Technik der Herzmassage bereits 1892 veröffentlicht, nachdem er sie erfolgreich bei einem Menschen mit Herzstillstand unter Chloroformnarkose angewendet hatte [62, 230, 284]. Erstaunlicherweise ging Bruns nur von einer mechanischen Herzreizung durch die Methode nach König-Maass aus. Die Erwartung, das Blut mit dieser Technik im Sinne eines „Notkreislaufs“ in Zirkulation zu versetzen, so wie es über Jahre für die künstlichen Beatmungsmethoden postuliert worden war, hatte Oskar

[195] Biografische Daten unbekannt.

Bruns nicht[196]. Daher untersuchte er die Methode nach König-Maass auch nicht auf ihre Fähigkeit, einen künstlichen Kreislauf zu erzeugen.

Trotz seiner Erkenntnisse von 1923 wollte Bruns die Hoffnung auf einen „Notkreislauf“ durch die manuellen Beatmungsmethoden nicht gänzlich aufgeben. Diese Hoffnung wurde durch eine alte Veröffentlichung des Physiologen und Pharmakologen Rudolf Böhm (1844-1926) aufrecht gehalten [46]. Dieser hatte bereits im Jahre 1878 bei mit Chloroform getöteten Katzen durch Kompression von Sternum und Rippen einen künstlichen Kreislauf generieren können [34, 46, 62, 230]. Allerdings bewerteten sowohl Böhm als auch später Bruns aus heutiger Sicht die physiologische Wirkung dieser Technik falsch und sahen in ihr lediglich eine Form der künstlichen Beatmung, analog zu den am Ende des 19. Jahrhunderts vorherrschenden manuellen Methoden[197]. Demzufolge ging Bruns davon aus, dass Böhm mittels einer manuellen Methode der künstlichen Beatmung einen „Notkreislauf“ bei Katzen bewirkt hätte und vermutete in seiner Studie von 1927 erneut: *„Führt die künstliche Atmung, so fragen wir uns, auch bei Menschen einen Notkreislauf herbei?“* [46]. So untersuchte Bruns in seiner Studie von 1927 erneut die manuellen Beatmungsmethoden auf die Möglichkeit hin, einen „Notkreislauf“ zu erzeugen, diesmal aber an frischen menschlichen Leichen. Diesen injizierte er an verschiedenen Stellen Farblösungen und beobachtete anschließend deren Verteilung nach Ausübung der jeweiligen manuellen Methode [46].

Im Rahmen seiner Untersuchungen kam Bruns zu folgenden Ergebnissen:

Bezüglich einer mechanischen Herzreizung zeigten die manuellen Methoden gute Ergebnisse mit ausgeprägten intrakardialen Druckänderungen, während die Wechseldruckbeatmung mit Pulmotor oder Doppelblasebalg keine Veränderungen des intrakardialen Drucks bewirkte. Somit zeigte sich der Pulmotor erneut ungeeignet für die von Bruns geforderte mechanische Reizung der Herzinnenhaut, wie schon zuvor unter anderen Versuchsbedingungen in der Untersuchung von Bruns aus dem Jahre 1923. Erstaunlicherweise führte auch die Herzmassage nach König-Maass nicht zu nennenswerten Veränderungen der intrakardialen

[196] Ironischerweise ist die weiterentwickelte Technik der Herzmassage nach König-Maass in der heutigen Zeit der internationale Standard zur Erzeugung eines künstlichen Kreislaufs. Sie ist im deutschen Schrifttum als „Herzdruckmassage“ Bestandteil aller Reanimationsrichtlinien bei Herzkreislaufstillstand.

[197] Aus heutiger Sicht verwendete und beschrieb Rudolf Böhm 1878 als einer der ersten die Technik der Herzdruckmassage am geschlossenen Thorax („closed chest cardiac massage“) [62, 230].

Druckwerte, was dafür spricht, dass Bruns Technik der thorakalen Kompression bei weitem nicht den heutigen Empfehlungen entsprach. Trotz dieser im Versuchaufbau eher mäßigen mechanischen Herzreizung, betonte Bruns die Wichtigkeit der Herzmassage als „*wirksamste Form mechanischer Herzerregung*“ [46] und forderte dazu auf, die künstliche Beatmung bei Herzstillstand immer mit einer Herzmassage zu kombinieren [46].

Die erneute Untersuchung der manuellen Methoden auf eine kreislaufgenerierende Wirkung erbrachte auch in dieser Studie ein negatives Ergebnis. So wurde die in den rechten Vorhof eingebrachte Farbstofflösung erst nach 30 min manueller Beatmung in den linken Ventrikel befördert, von wo die Farbstofflösung maximal bis in die Aorta aszendens und die großen Koronararterien gelangte. Ein „Notkreislauf“, wie er nach Bruns Meinung von Rudolf Böhm durch Anwendung einer manuellen Beatmungsmethode erzeugt worden war, ließ sich mit den von Bruns durchgeführten Beatmungsmethoden nicht herstellen [46].

Aufgrund dieser Beobachtungen bewertete Bruns die Aufgaben der künstlichen Beatmung im Herzstillstand jetzt anders. Die Hauptaufgabe der künstlichen Beatmung bestand für ihn nun in der Erregung des Herzens zu Eigenkontraktionen mit dem Ziel, das Herz zur Wiederaufnahme einer spontanen Herztätigkeit zu bewegen. Die nachrangige Aufgabe der künstlichen Beatmung war für Bruns die Aufnahme von Sauerstoff über die Lungen und nachfolgender Transport des Sauerstoffs mit dem beatmungsinduzierten intrakardialen Blutstrom in den linken Ventrikel und die Aorta aszendens. Für die Versorgung des Herzmuskels über die Koronararterien reichte dieser Blutstrom nach Bruns Beobachtungen allerdings nicht aus. Stattdessen sollte dieses Sauerstoffdepot in und vor dem linken Ventrikel bei Wiederbeginn der spontanen Herztätigkeit die sofortige Versorgung von Herzmuskel und Atemzentrum in der Medulla oblongata sicherstellen [46].

Aufgrund dieser Postulate über die Wirkungen der künstlichen Beatmung führte Bruns eine weitere Versuchreihe an Menschen- und Hundeleichen durch, in der er die Ventilationsleistung aller von ihm verwendeten Beatmungsmethoden unter optimalem Airwaymanagement ermittelte. Dazu bestimmte er nicht nur das Tidalvolumen unter Intubation, sondern auch die Änderung der Sauerstoffsättigung des Bluts im linken Ventrikel unter Beatmung mit reinem

Sauerstoff. Mit dieser Versuchsreihe wollte Bruns ermitteln, welche Maßnahmen den meisten Sauerstoff im und vor dem linken Herzen zu Verfügung stellten und somit das bestmögliche Sauerstoffangebot bei Wiedereinsetzen der spontanen Herztätigkeit zur Verfügung stellten. Diese Untersuchung von Oskar Bruns war die erste Studie zur Leistungsfähigkeit von Beatmungsmethoden, welche die Ventilationsleistung nicht allein am Tidalvolumen, sondern vor allem an einem physiologischen Effekt der Ventilation, nämlich der Beseitigung der Hypoxämie, ermittelten [46].

Bezüglich des Tidalvolumens teilten sich die Beatmungsmethoden in zwei Gruppen. So bewirkten die Methode nach Silvester und deren Maschinelle Version nach Fries (Inhabad Apparat) eher geringe Ventilationsgrößen von 200 bis 280 ml. Die Wechseldruckbeatmung mit Blasebalg oder Pulmotor zeigte noch die besten Ventilationsergebnisse mit einem Tidalvolumen von 350 ml. Dagegen erreichten die manuellen Methoden nach Schäfer und Howard ungenügende Tidalvolumina von 20 bis 50 ml, die somit noch nicht einmal den Totraum überwanden [46]. Aufgrund dieser bei allen Beatmungsmethoden eher geringen Ventilationsgrößen, forderte Bruns, die künstliche Beatmung bei Herzstillstand zwingend mit der Gabe von reinem Sauerstoff zu kombinieren [46].

Bei der anschließenden Untersuchung der ersten Gruppe auf ihre Fähigkeit zur Beseitigung der Hypoxämie, stellte sich die Leistungsfähigkeit der Beatmungsverfahren, die sich hinsichtlich des Tidalvolumens kaum voneinander unterschieden, anders dar. Während die Methode nach Silvester den Sauerstoffgehalt des linksventrikulären Blutes von 8 auf 48 % ansteigen ließ, wurde mit der Wechseldruckbeatmung ein Anstieg von 8 auf 89 % erreicht [46]. Wird die Ventilationsleistung der Beatmungsmethoden auf die damit bewirkte Oxygenierung des Blutes bezogen, erzielte Bruns also mit der vom ihm eher abgelehnten Wechseldruckbeatmung ein um 94 % besseres Ergebnis als mit der von ihm favorisierten Beatmung nach Silvester. Somit hatte die Beatmung mit dem Pulmotor die besten Ventilationserfolge.

Diese für den Pulmotor günstigen Ergebnisse waren insofern von Bedeutung, als dass sie erstaunlicherweise keinen Eingang in die neuen Empfehlungen zur Wiederbelebung fanden, die Oskar Bruns aus seiner Studie ableitete.

Diese Empfehlungen sahen wie folgt aus.

Für die Behandlung des Atemstillstandes bei vorhandener Herzaktion empfahl Bruns die manuelle Beatmung nach Silvester ohne gleichzeitige Anwendung der Herzmassage. Wie bereits allgemein üblich, sollte die Beatmung mit der Insufflation von Sauerstoff unter CO_2-Zusatz kombiniert werden. Zudem befürwortete er die Injektion von „Lobelin“ [46], eines kreislaufstimulierenden Atemanaleptikums.

Im Falle eines Herzstillstandes sah Bruns Wiederbelebungskonzept die Anregung des stillstehenden Herzens durch reflektorische und vor allem mechanische Herzreize zur Wiederaufnahme einer geregelten Eigenaktion vor. Diese Herzreize sollten durch die manuelle Beatmungsmethode nach Silvester und Thoraxkompressionen in der Art der Herzmassage nach König-Maass gesetzt werden. Dabei sollte die Herzmassage nach König-Maass zeitgleich mit der Beatmung nach Silvester durchgeführt werden, um so eine möglichst wirksame mechanische Herzerregung zu bewirken. Der ventilatorische Effekt der künstlichen Beatmung war in diesem Wiederbelebungskonzept für Bruns eher nebensächlich, da diese Ventilation ohne künstlichen Kreislauf wirkungslos blieb und Bruns keine Möglichkeit sah, mit den ihm zur Verfügung stehenden Mitteln einen „Notkreislauf“ aufzubauen. Daher verzichtete Bruns auch auf den Zusatz von CO_2 zur Anregung des Atemzentrums, zumal der allein von den Beatmungsmethoden erzeugte Blutstrom nicht ausreichte, um die Kohlensäure bis zum Atemzentrum in der Medulla oblongata zu befördern. Trotzdem sollte die künstliche Beatmung immer unter gleichzeitiger Insufflation von reinem Sauerstoff erfolgen, um durch eine möglichst hohe Oxygenierung des linksventrikulären Blutes die bestmöglichen Bedingungen für die Sauerstoffversorgung von Herzmuskel und Atemzentrum bei Wiedereinsetzen der Herztätigkeit zu erreichen [46].

Auch wenn Oskar Bruns die eigentliche Bedeutung der thorakalen Herzmassage noch nicht erkannt und ihre Durchführung daher nicht perfektioniert hatte, so war er doch einer der ersten, der die bis heute gültigen Regeln des „basic life support“ (BLS) beschrieb: Atemwege freimachen, beatmen und Herzdruckmassage durchführen.

Weitere Untersuchungen von Oskar Bruns (30er Jahre)

Wie an der Studie von 1927 zu ersehen, blieb Oskar Bruns dem Pulmotor gegenüber skeptisch eingestellt. Er warf ihm zwar keine Kreislauf und Lungen schädigende Wirkung mehr vor, kritisierte aber weiterhin die mangelnde mechanische Anregung des Herzens zu Eigenkontraktionen unter der Pulmotorbeatmung. Am deutlichsten zeigte sich Bruns immer noch ablehnende Haltung an der ausbleibenden Empfehlung des Pulmotors für die Wiederbelebung unter Herzstillstand, obwohl die Studienergebnisse 1927 bezüglich Ventilation und Oxygenierung deutlich für den Pulmotor sprachen [46].
Diese reservierte Haltung gegenüber dem Pulmotor trat in den dreißiger Jahren allerdings zunehmend in den Hintergrund, was nicht zuletzt an den Erkenntnissen lag, die Bruns aus seinen kontinuierlich fortgesetzten Experimenten zur Wiederbelebung gewonnen hatte.

Die Studie von Oskar Bruns und Karl Thiel (1930)

Folglich äußerte sich Oskar Bruns zusammen mit seinem Kollegen Karl Thiel[198] in „Die Wiederbelebung“ von 1930 bereits deutlich positiver zur Wirkweise des Pulmotors. In dieser Publikation verneinte Bruns erstmals ausdrücklich eine Lungen- und Kreislaufschädigung durch den Pulmotor und wiederrief damit offiziell seine damals viel kritisierten Aussagen von 1921. Zudem wies er auf die Unrechtmäßigkeit gleichlautender Aussagen von amerikanischer Seite hin: *„Die Pulmotorbeatmung ist oft angegriffen worden, da man ihr infolge des hohen Druckes in der Einatmungsphase Lungenzerreißungen und Kreislaufstörungen nachsagte. Diese Bedenken, die besonders von amerikanischen Autoren geltend gemacht wurden, bestehen jedoch zu Unrecht und sind von diesen Forschern auch zurückgenommen worden.“* [211]. Bruns kritisierte zwar weiterhin die fehlende mechanische Reizwirkung auf das stillstehende Herz, lobte dafür aber die auf dem Reflexweg über den Nervus Vagus vermittelte Reizung des Atem- und Herzzentrums. Diese reflektorische Herzerregung hielt Bruns sogar der Reflexwirkung der Handbeatmungsmethoden für Überlegen. Erstmals wurde jetzt

[198] Biografische Daten unbekannt.

auch die Beatmung mit dem Pulmotor unter gleichzeitiger Herzmassage nach König-Maass mit in die Empfehlungen aufgenommen [211, 364].

Die Untersuchungen von Oskar Bruns und Karl Thiel (1934)

Im Jahre 1934 publizierten Bruns und Thiel erneut Ergebnisse ihrer gemeinsamen Forschungsarbeit unter dem Titel „*Studien über Wiederbelebung. Das Absterben und die Wiederbelebung des Herzens.*“ [362]. Da sich die Wiederbelebungserfolge mit dem von Bruns 1927 erarbeiteten Wiederbelebungskonzept kaum verbessert hatten, wiederholten sie Bruns Experimente von 1927, allerdings unter veränderter Fragestellung und mit besseren, präziseren Untersuchungsmethoden.
Während die Studie von 1927 untersuchte, wie ausgeprägt die mechanischen Herzreize der einzelnen Wiederbelebungsmethoden unter Laborbedingungen ausfielen und daraus ein neues Wiederbelebungskonzept ableitete, ging es diesmal um die Überprüfung dieses Wiederbelebungskonzeptes im Tierexperiment. Sie versuchten, die physiologische Schwelle zwischen Scheintod und Tod mit moderneren Untersuchungsmethoden genauer einzugrenzen. Dabei sollte die Frage beantwortet werden, unter welchen Grundvoraussetzungen dieses Wiederbelebungskonzept erfolgreich sein könnte.
Bei der Beantwortung dieser Frage hatten Bruns und Thiel vor allem den „Herzstillstand“ im Blick: Um zu einer Erklärung zu gelangen, warum manche Personen mit Herzstillstand erfolgreich wiederbelebt werden konnten, andere aber nicht, versuchten Bruns und Thiel, den Zustand des „Herzstillstands“ genauer zu erforschen.
Dazu untersuchten sie die 1927 von Bruns beschriebenen Wiederbelebungsmaßnahmen an narkotisierten Hunden, die nach Tracheotomie beatmet und anschließend durch Kohlenmonoxid-Inhalation getötet wurden. Durch Pulskontrolle ermittelten Bruns und Thiel den „*klinischen Herzstillstand*“ und damit den Beginn des Scheintods [362]. Zusätzlich leiteten sie das Elektrokardiogramm (EKG) ab, um so den „*elektrokardiographischen Herzstillstand*“ bestimmen und in zeitliche Beziehung mit dem „*klinischen Herzstillstand*“ setzen zu können [362].
In einem ersten Versuch erfolgten die Wiederbelebungsmaßnahmen nach Sistieren von Atmung und Puls als Zeichen des „klinischen Herzstillstands“, aber bei noch vorhandener elektrischer Herzaktion. Im zweiten Versuch setzten die

Wiederbelebungsmaßnahmen erst ein, nachdem das EKG auch den elektrischen Herzstillstand anzeigte. Diese Versuchsreihen erfolgten, wie von Bruns empfohlen, unter Verwendung der Beatmungsmethode nach Silvester und Silvester-Howard mit gleichzeitiger Herzmassage nach König-Maass.
In einer weiteren Versuchsreihe wurden diese Experimente unter Einsatz des Pulmotors wiederholt [362]. Bei diesem Pulmotor war die Exspirationsphase auf Anregung Bruns hin verdoppelt worden, sodass sich nun ein Atemzeitverhältnis von 1:2 ergab. Diese Modifikation sollte die korrekte Ausübung der von Bruns geforderten Herzmassage nach König-Maass erleichtern, ohne mit ihrem thorakalen Druckaufbau die Inspirationsphase des Geräts zu behindern [129, 362, 366].
Die Versuchsergebnisse waren für beide Beatmungsmethoden sehr ähnlich. Sowohl mit der Methode nach Silvester als auch mit dem Pulmotor war es prinzipiell möglich, bei noch erhaltener elektrischer Herzaktion eine erfolgreiche Wiederbelebung durchzuführen. Sobald aber auch im EKG eine Asystolie eingetreten war, konnte in keinem Fall eine erfolgreiche Wiederbelebung erreicht werden. Im besten Fall zeigten sich im EKG einzelne Herzaktionen, zu einem auch nur vorübergehenden Pulsaufbau kam es jedoch nicht.
Mit diesen Experimenten unterstrichen Bruns und Thiel erneut die Forderung nach einem möglichst frühzeitigen Einsetzen der Wiederbelebungsbemühungen, da diese nur zu einem Erfolg führen konnten, solange im EKG trotz eingetretener Pulslosigkeit noch eine elektrische Herztätigkeit nachgewiesen werden konnte.
Zudem wertete Bruns den Pulmotor mit dieser Arbeit erstmals als gleichwertiges Wiederbelebungsverfahren neben der manuellen Methode nach Silvester.

Die Untersuchungen von E. Rost Jun. (1932)

Während der dreißiger Jahre befassten sich nicht nur Oskar Bruns und sein Kollege Karl Thiel mit der Wirkweise des Pulmotors. Auch der Berliner Physiologe E. Rost[199] stellte Versuche mit dem Pulmotor an. Ungeachtet der Aussagen von Drinker 1923, du Bois-Reymond 1927 und Bruns 1930, welche den Vorwurf der Kreislaufschädigung durch Pulmotorbeatmung widerlegt hatten, führte Rost 1931 erneut Tierexperimente durch, um den Einfluss von Über- und Unterdruck auf den

[199] Biografische Daten unbekannt.

Kreislauf und den venösen Rückstrom zum rechten Herzen zu untersuchen. Diese Experimente stellten allerdings keine Wiederholung der bisherigen Studien zu dieser Frage dar, sondern führten diese Studien weiter, indem sie die Kreislaufauswirkungen der künstlichen Beatmung nicht nur am „kreislaufgesunden“ Tier, sondern auch nach starker Schädigung des Kreislaufs durch Kohlenmonoxid, Chloralhydrat oder Verbluten ermittelten. Zudem wurden diese Experimente durch Versuche am Menschen ergänzt [315].

Diese Untersuchungen bestätigten erneut, dass die Wechseldruckbeatmung, namentlich mit dem Pulmotor, keine Kreislaufdepression hervorrief und zeigten sogar ein verbessertes Kreislaufverhalten unter Wechseldruckeinfluss mit einer leichten Erhöhung des arteriellen Mitteldrucks. Zudem ergaben die Experimente, dass diese Beatmungsform auch im Schockgeschehen keinen negativen Einfluss auf den Kreislauf hatte [315].

Das Ergebnis für die reine Überdruckbeatmung fiel zweigeteilt aus. Während moderate Beatmungsdrücke von bis zu 25 cm WS, wie sie zur Beatmung üblicherweise verwendet wurden, eine leichte Kreislaufbeeinflussung im Sinne einer geringen Blutdruckerniedrigung hervorriefen, führten hohe Beatmungsdrücke von bis zu 45 cm WS zu einer massiven Kreislaufdepression bis hin zur Drucklosigkeit [315].

In Hinblick auf seine Untersuchungsergebnisse empfahl Rost die Anwendung der Wechseldruckbeatmung sowohl im Operationssaal, und hier vor allem bei „Thorax- und Gehirn-Rückenmarks-Chirurgie“, als auch im Rahmen der Wiederbelebung [315]. Zudem empfahl er einen CO_2-Zusatz von 5 % zur Atemluft bei der Beatmung asphyktischer Personen [315].

Die Studien zur Wiederbelebung, die Bruns und Thiel und Rost in den Jahren 1930 bis 1934 durchgeführt hatten, können als Wendepunkt im Pulmotor-Streit in Deutschland angesehen werden. Sie stellten den Disput um die Wirkweise des Pulmotors auf eine wissenschaftliche Basis und bestätigten, dass die Beatmung mit dem Pulmotor weder zu Lungenschäden führte noch eine Kreisdepression verursachte. Auch zeigten sie, dass es unter Berücksichtigung der auch in den Dräger-Bedienungsanleitungen vorgeschlagenen Maßnahmen durchaus möglich war, mit dem Pulmotor eine Beatmung durchzuführen, welche die Beatmung mit manuellen Methoden in ihrem Effekt bei weitem übertraf.

Diese Ansichten wurden vor allem von Angehörigen des Rettungswesens vertreten, was auch die stetig steigenden Verkaufszahlen bestätigen. So waren bis 1931 bereits über 3000 Pulmotore in Deutschland und 7000 Geräte weltweit im Einsatz [211].
Demgegenüber setzten sich diese Erkenntnisse in der deutschen Ärzteschaft nur langsam durch. Die Ressentiments gegen den Pulmotor blieben in vielen Kreisen der Ärzteschaft bestehen. Hinzu kam die Tatsache, dass die Erfolgsquote der Wiederbelebungseinsätze weiterhin insgesamt eher mager blieb. So war laut einer Statistik des Reichsgesundheitsamtes in den Jahren 1924 bis 1926 von 200 Scheintoten nur eine Person erfolgreich wiederbelebt worden [203].

Die Untersuchungen im Auftrag der Deutschen Luftwaffe (1944)

Vor allem in Militärkreisen war das Problem der geringen Wiederbelebungserfolge offensichtlich. Weder bei Seenotfällen der Marine noch der Luftwaffe wurde ein Soldat durch Wiederbelebung, meistens unter Anwendung der Methode nach Silvester, gerettet [203]. Aus diesem Grund gab die deutsche Luftwaffe während des zweiten Weltkrieges eine Studie in Auftrag, welche erneut die Voraussetzungen ermitteln sollte, unter denen eine Wiederbelebung mit Erfolg durchgeführt werden konnte. Zudem sollte eine für die Seenotfälle des Militärs, speziell der Luftwaffe, geeignete Wiederbelebungsmethode gefunden werden. In diesem Zusammenhang sollte vor allem der Pulmotor auf seine Eignung für die Luftwaffe geprüft und die bisher gegen ihn geäußerten Vorwürfe einer erneuten Untersuchung unterzogen werden [203].
Mit der Durchführung dieser Studie wurden die Stabsärzte der deutschen Luftwaffe Reichel[200] und Böhme[201] beauftragt. Diese führten von 1942 bis 1944 tierexperimentelle Untersuchungen durch und erstatteten 1944 ihren Bericht unter dem Titel „Wiederbelebungsmethoden mit besonderer Berücksichtigung des Pulmotors“ [203].
Reichel und Böhme gingen in ihren Experimenten bei der Suche nach den Ursachen für die geringe Erfolgsrate von Wiederbelebungsversuchen auf die gleiche Weise vor wie schon Bruns und Thiel im Jahre 1934. Auch Reichel und Böhme postulierten für ihre Studie von 1943, dass es keine Methode zur

[200] Biografische Daten unbekannt.
[201] Biografische Daten unbekannt.

Erzeugung eines künstlichen Kreislaufs gäbe. Dieser Annahme folgend gingen sie von der prinzipiellen Richtigkeit des Wiederbelebungskonzepts der ausschließlichen künstlichen Beatmung mit unterstützender mechanischer Herzreizung aus, welches Bruns 1927 für die Wiederbelebung von Personen mit Herzstillstand beschrieben hatte.

Dementsprechend lagen für Reichel und Böhme die meist ausbleibenden Wiederbelebungserfolge nicht an einer unzureichenden Wiederbelebungstechnik, sondern daran, dass zu häufig versucht wurde, Personen wiederzubeleben, bei welchen bereits der Tod eingetreten war und die daher aus physiologischer Sicht gar nicht wiederbelebbar waren. Daher versuchten sie nicht, das bisher verwendete Wiederbelebungskonzept zu verbessern. Stattdessen suchten sie nach einer zuverlässigen Möglichkeit der Abgrenzung des Scheintodes gegen den Tod. Diese Methode der Abgrenzung hätte in der Rettungspraxis die Zahl der unnötigen – da primär erfolglosen – Wiederbelebungsversuche drastisch senken und auf diesem Wege zu einer erheblichen Verbesserung der Erfolgsstatistik der Wiederbelebungsversuche führen können. Wie auch zuvor Bruns und Thiel stellten sich Reichel und Böhme hierbei die Frage, ab wann ein Mensch im Herzstillstand mit dem damaligen Wiederbelebungskonzept nicht mehr wiederzubeleben war und woran dies zu erkennen wäre. Allerdings hielten sie die von Bruns und Thiel verwendete Unterscheidung von „klinischem Herzstillstand“ (Pulslosigkeit) und „elektrokardiographischem Herzstillstand“ (zusätzliche Asystolie) für zu ungenau, um über die Erfolgsaussichten einer Wiederbelebung zu entscheiden. Daher suchten sie nach einem weiteren physiologischen Korrelat, mit welchem verlässlich über die Erfolgsaussichten einer Wiederbelebung entschieden werden konnte. Reichel formulierte diese Frage folgendermaßen: *„Wir wissen jedoch bis jetzt nicht, ob das Elektrokardiogramm allein über die Erfolgsausichten einer Wiederbelebung zu entscheiden vermag oder ob außerdem noch bestimmte mechanische Leistungen des Herzens notwendig sind, wenn eine Wiederbelebung gelingen soll.“* [203].

Zur Beantwortung dieser Frage führten Reichel und Böhme Erstickungsversuche an Katzen und zusätzlich Kälteversuche an Hunden durch, wobei sich ihre Untersuchungsmethoden in vielen Bereichen mit den Experimenten von Bruns und Thiel (1934) und Rost (1932) deckten [203]. Zusätzlich verwendeten sie allerdings die neuartige Methode der Röntgenkinematografie [203], um den für sie

interessanten Zeitraum zwischen dem „klinischem Herzstillstand“ und dem „elektrokardiographischem Herzstillstand“ genauer und in Echtzeit untersuchen zu können. Dabei entdeckten sie die von ihnen vermuteten zusätzlichen „*mechanischen Leistungen des Herzens*“ in dem Blutvolumen, welches das Herz trotz getasteter Pulslosigkeit noch in das Gefäßsystem auswarf. Diese wenn auch geringe „*Förderleistung des Herzens*“ [203], die einen Minimalkreislauf in der Lungenstrombahn aufrecht erhielt, war das gesuchte physiologische Korrelat, welches letztendlich über die Erfolgsaussichten einer Wiederbelebung durch künstliche Beatmung entschied und somit den Zustand des Scheintodes vom Tod abgrenzte.

So beobachteten Reichel und Böhme im Rahmen ihrer Versuche an Katzen, dass eine erfolgreiche Wiederbelebung mit den von Bruns ab 1927 propagierten Methoden nur dann gelang, wenn in den röntgenkinematografischen Untersuchungen noch ein minimaler, durch Ventrikelkontraktionen erzeugter Blutfluss in der Arteria Pulmonalis erkennbar war. Setzte die künstliche Beatmung erst nach dem Sistieren dieser Förderleistung des Herzens ein, so gelang die Wiederbelebung in keinem Fall. Auch die zusätzliche Anwendung der Herzmassage nach König-Maass brachte keine besseren Ergebnisse. Dabei konnte die elektrische Erregbarkeit des Herzens durchaus noch vorhanden sein und in Form einer ungerichteten Aktivität wie „Kammerflimmern“ oder „pulslose ventrikuläre Tachykardie“ abgeleitet werden. Sogar ein normales EKG konnte in einigen dieser Fälle noch abgeleitet werden, ohne dass es zum Aufbau eines Kreislaufs kam[202] [203].

Diese Experimente waren für die Wiederbelebungsarbeit von fundamentaler Bedeutung. So wurde die bis dahin allgemeingültige Theorie widerlegt, die besagte, dass die künstlichen Beatmungsmethoden inklusive der Herzmassage nach König-Maass das stillstehende Herz allein durch reflektorische und vor allem mechanische Reizung zur Wiederaufnahme einer geregelten Spontanaktion bewegen könnten. Vielmehr zeigte sich, dass die künstliche Beatmung nur bei noch vorhandenem (Minimal-) Kreislauf einen Wiederbelebungserfolg bewirken konnte, und dass dieser Erfolg ausschließlich auf der ventilatorischen Leistung der einzelnen Beatmungsmethoden und der sich daraus ergebenden Sauerstoffversorgung bei Minimalkreislauf beruhte. Für das Rettungswesen

[202] Reichel und Böhme beschrieben mit diesen Beobachtungen bereits 1944 den Zustand der elektromechanischen Entkoppelung, heute auch elektromechanische Dissoziation (EMD) genannt.

bedeutete dies, dass Methoden wie die Herzmassage nach König-Maass, die nur zur Wiedererregung des stillstehenden Herzens Verwendung fanden, für die Wiederbelebungsarbeit nutzlos geworden waren.

Zudem erkannten Reichel und Böhme, dass ein erhaltenes EKG kein Garant für eine erhaltene Förderleistung des Herzens war und somit als sicheres Kriterium über die Erfolgsaussichten einer Wiederbelebung durch künstliche Beatmung ausschied. Da die Förderleistung des Herzens außerdem zu jedem Zeitpunkt zwischen dem „klinischem Herzstillstand“ und dem „elektrokardiographischem Herzstillstand“ sistieren konnte, verließen Reichel und Böhme diese von Bruns und Thiel geprägten Begriffe. Stattdessen bezeichneten sie den Zustand fehlender kardialer Förderleistung als „mechanischen Herzstillstand“. Hierbei war ihnen wohl bewusst, dass diese mangelnde Auswurfleistung nicht nur mit erhaltenen EKG-Ausschlägen, sondern sogar auch mit mechanischen Kontraktionen im Sinne eines Kammerflimmerns einhergehen konnte. Stattdessen definierten sie den Begriff „mechanischen Herzstillstand“ als vollständiges Erlöschen des Blutkreislaufs. Da sich eine Wiederbelebung ab dem Zeitpunkt des „mechanischen Herzstillstands“ nach ihren Beobachtungen als unmöglich erwiesen hatte, stellte der Eintritt dieses „mechanischen Herzstillstands“ gleichzeitig den Eintritt des Todes dar[203]. Die Dauer des Scheintodes definierten Reichel und Böhme als die Zeitspanne zwischen dem Atemstillstand und dem mechanischen Herzstillstand oder als die Zeit, in der kein Puls mehr tastbar, aber noch ein Minimalkreislauf vorhanden war. Diese Zeitspanne variierte in den Tierexperimenten von Reichel und Böhme zwischen 3 bis 6 Minuten [203].

Allerdings war dieser Minimalkreislauf nur aufwendig und unter Laborbedingungen zu diagnostizieren, sodass er in der Rettungspraxis nicht als Kriterium für die Erfolgsaussichten einer Wiederbelebung verwendet werden konnte.

Stattdessen wurden diese Erfolgsausichten einer Wiederbelebung im Rettungsalltag allein anhand der bereits verstrichenen Zeitspanne seit Eintritt des Scheintodes abgeschätzt. Diese Zeitspanne durfte laut Reichel und Böhme höchstens 5 Minuten betragen, um mittels künstlicher Beatmung noch eine erfolgreiche Wiederbelebung vor Eintritt des mechanischen Herzstillstands zu

[203] Nach Reichels und Böhmes Definition schloss der mechanische Herzstillstand jeden Funktionszustand des Herzens mit ein, der zu einem völligen Zusammenbruch der kardialen Auswurfleistung führte [203]. Dazu gehörten neben der Asystolie auch das Kammerflimmern, die pulslose ventrikuläre Tachykardie und die elektromechanische Entkoppelung.

ermöglichen. Dabei wurde der Scheintod weiterhin durch das Fehlen von Atmung und Puls bei komatösen Patienten diagnostiziert, die noch keine sicheren Todeszeichen aufwiesen. Für die Wiederbelebungsarbeit des Seenotdienstes ergaben sich aus der Scheintoddauer von 5 Minuten folgende praktische Forderungen: Die Bergung der Scheintoten musste so schnell wie möglich erfolgen. Außerdem musste die Wiederbelebung unverzüglich noch an Ort und Stelle im Rettungsflugzeug oder Rettungsboot beginnen. Nicht zuletzt mussten die hierbei einzusetzenden Beatmungsmethoden in der räumlichen Enge von Boot und Flugzeug überhaupt durchführbar sein.

Unter dieser Voraussetzung bewerteten Reichel und Böhme die für Seenotzwecke brauchbaren Beatmungsmethoden. Als grundlegendes Bewertungskriterium für die Güte einer Beatmungsmethode zogen sie allerdings deren Ventilationsleistung heran, während die Fähigkeit zur „Herzreizung“ aufgrund der vorangegangenen Versuche als unnötig erachtet wurde. Anhand dieser Kriterien kamen Reichel und Böhme zu den nachfolgenden Urteilen bezüglich der für Seenotzwecke geeigneten künstlichen Beatmungsmethoden.

So erhielten die manuellen Methoden der künstlichen Beatmung erstmals keine explizite Empfehlung mehr. Sie sollten nur noch ersatzweise angewendet werden, wenn ein maschinelles Beatmungsverfahren nicht zur Verfügung stand. Unter den manuellen Methoden sprachen sich Reichel und Böhme eindeutig für das Verfahren nach Silvester aus, welches die besten Ventilationsergebnisse ermöglichte. Ersatzweise konnte im Falle äußerster Raumenge auch die Methode nach Howard ausgeübt werden. Die vor allem in England und den USA favorisierte Methode nach Schäfer lehnten sie dagegen ab, da diese eine nur unzureichende Ventilation ermöglichte.

An erster Stelle unter den Beatmungsmethoden standen für Reichel und Böhme die maschinellen Verfahren, namentlich der Pulmotor, das Inhabadgerät und der Biomotor, die eine den manuellen Methoden überlegene Ventilationsleistung boten. Dabei erhielten das Inhabadgerät und der Biomotor keine Empfehlung für die Verwendung im Seenotfall. Dem Inhabadgerät wurde zwar eine ausreichende Ventilation bescheinigt, allerdings machte die umständliche und vor allem raumgreifende Bedienung eine Anwendung in den beengten räumlichen Verhältnissen eines Rettungsflugzeugs unmöglich. Der Biomotor dagegen war

sowohl dem Pulmotor als auch dem Inhabadgerät hinsichtlich der Ventilationsleistung unterlegen und kam daher schon prinzipiell nicht in betracht.
Nur der Pulmotor erhielt die ausdrückliche Empfehlung für den Rettungseinsatz in Seenotfällen, da er den beiden anderen Beatmungsgeräten in Hinblick auf Ventilationsleistung und Bedienbarkeit überlegen war. Außerdem konnte er im Gegensatz zu Inhabadgerät und Biomotor bei der Wiedererwärmung unterkühlter Personen im Wannenheißbad angewendet werden. Reichel und Böhme hoben neben der einfachen Bedienung vor allem die Selbststeuerung der Atemfrequenz durch automatische Umschaltung hervor. Zudem lobten sie den geringen Platzbedarf des Geräts und die Tatsache, dass es keinen elektrischen Strom für den Betrieb benötigte. In diesem Zusammenhang übten Reichel und Böhme allerdings auch Kritik am Pulmotor, da dieser komprimierten Sauerstoff nicht nur als Therapeutikum, sondern auch als Energiequelle verwendete und somit einen hohen Sauerstoffverbrauch aufwies. Außerdem wurde darauf hingewiesen, dass die Pulmotor-Gesichtsmasken sich nicht allen Gesichtsformen ausreichend anpassen konnten.
Im Gegensatz zu Bruns Empfehlungen von 1927 befürworteten Reichel und Böhme bei der Pulmotorbeatmung ausdrücklich den Zusatz von 5% CO_2 zum Atemgas, um einer Akapnie nach längerer Beatmungsdauer vorzubeugen. Dieser Paradigmenwechsel erklärte sich aus der Neudefinition des Scheintods, der bei Reichel und Böhme prinzipiell einen erhaltenen Minimalkreislauf beinhaltete und somit das Atemzentrum des Patienten für eine CO_2-Anreicherung empfänglich machte.
Im Rahmen der Eignungsprüfung für die Anwendung in der Seerettung wurden neben praktischen Erwägungen auch die bis dahin gegen den Pulmotor erhobenen Einwände berücksichtigt und einer erneuten experimentellen Prüfung unterzogen. Diese Einwände umfassten den Vorwurf durch den verwendeten Überdruck ein Barotrauma zu verursachen und zu einer kardialen Dekompensation mit nachfolgender Kreislaufdepression zu führen. Zudem wurde gerade im Zusammenhang mit der Beatmung von Ertrinkungsopfern die Aspiration von Wasser und anderem Inhalt des Nasenrachenraums bemängelt.
Anhand ihrer röngenkinematographischen Untersuchungen konnten Reichel und Böhme diese Einwände als unbegründet widerlegen. So stellten sie nach Injektion von jodhaltigem Kontrastmittel fest, dass das Herzzeitvolumen von der

Pulmotorbeatmung unbeeinflusst blieb, also keine Schädigung von Herz und Kreislauf erfolgte. Selbst bei bereits eingetretener Schädigung des Herzens infolge Erstickung oder Unterkühlung zeigte sich keine Beeinträchtigung der kardialen Förderleistung. Ursächlich hierfür war nach Böhme die Kombination von Über- und Unterdruckphase in der Pulmotorbeatmung, deren geringe Einflüsse auf das Herzzeitvolumen sich in der Summe aufhoben. Allerdings konnten Reichel und Böhme auch keine kreislaufördernde Wirkung der Wechseldruckbeatmung mit dem Pulmotor nachweisen.

Auch ein durch die Überdruckphase verursachtes Barotrauma konnten Reichel und Böhme in ihren Tierexperimenten nicht beobachten. Selbst bei einem maximalen Überdruck von 30 cm WS erfolgte keine Schädigung der Lungen. In diesem Zusammenhang wiesen Reichel und Böhme darauf hin, dass der Höchstdruck der Pulmotorbeatmung bei 20 cm WS läge und vom physiologischen Pressdruck des Valsalva-Manövers bei weitem überschritten würde.

Die Kritik, dass die Überdruckbeatmung des Pulmotors bei Ertrinkungsopfern zur Aspiration von Wasser und Schleim führen würde, wiesen Reichel und Böhme als in ihren Auswirkungen vernachlässigbar zurück. Zum Beweis führten sie Versuche an Katzen durch, die durch Wasserfüllung der Lungen erstickt und nach eingetretenem Atemstillstand mit dem Pulmotor beatmet worden waren. Hierdurch konnten die Versuchstiere trotz durch Thorotrast-Zusatz nachgewiesener maximaler Füllung der Lungen mit Wasser erfolgreich wiederbelebt werden. Hieraus folgerten Reichel und Böhme, dass eine Wasseraspiration keine wesentliche Behinderung der Sauerstoffaufnahme über die Alveolen bedingte.

Im Rahmen ihrer Suche nach einer für die Seerettung und die Luftwaffe geeigneten Wiederbelebungsmethode beschäftigten sich Reichel und Böhme nicht nur mit der zentralen Frage der vorteilhaftesten Beatmungsmethode, sondern explizit auch mit den notwendigen Hilfsmaßnahmen, die für eine erfolgreiche Wiederbelebung unabdingbar waren. Dazu gehörten, neben der bereits erwähnten indirekten Herzmassage nach König-Maass, vor allem die Techniken des Airway-Managements.

Reichel und Böhme erkannten, dass das Freimachen und Freihalten der Atemwege die Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche künstliche Beatmung und damit für eine erfolgreiche Wiederbelebung war. Dementsprechend umfassend und präzise waren ihre Anweisungen zum Airway-Management. Zur Entfernung

von in die Trachea eingedrungenem Wasser und Schleim empfahlen sie, initial eine Rumpfbeugung des Patienten vorzunehmen und anschließend Schläge auf dessen Rücken auszuüben. Gleichzeitig musste die Zunge des Ertrinkungsopfers herausgezogen werden, um eine Entleerung der Trachea zu ermöglichen. Anschließend sahen die Wiederbelebungsvorschriften von Reichel und Böhme die mechanische Entfernung von Wasser- und Schleimresten durch die Saugphase des Pulmotors vor. Dazu wurde dem Patienten die Pulmotormaske aufgesetzt und eine einzelne Pulmotorbeatmung in Expirationsstellung des Geräts vorgenommen. Nach Reinigung der Maske wurde dann die eigentliche Beatmung, beginnend mit der inspiratorischen Überdruckphase des Geräts, fortgesetzt. Um die so eröffneten Atemwege während der künstlichen Beatmung freizuhalten, wurde die Halswirbelsäule des Patienten überstreckt und die herausgezogene Zunge mittels Holzklammer oder Nadel an der Unterlippe fixiert. Diese Maßnehmen sollten zu einer „Öffnung des Kehlkopfeingangs“ [203] führen[204]. Während der Überdruckbeatmung war neben dem luftdichten Abschluss der Gesichtsmaske die Anwendung des „*Rothschen Handgriffs*“ [203] vorgeschrieben. Mit diesem Druck auf die Luftröhre sollte durch Kompression der Speiseröhre verhindert werden, dass Luft oder Sauerstoff in den Magen gepresst wurden, da die konsekutive Magenüberblähung zu einem ernsten Beatmungshindernis werden konnte. Sollten die bisher beschriebenen Techniken des Airway-Managements nicht zum Erfolg führen, schrieben Reichel und Böhme als Ultima Ratio die Tracheotomie mit anschließender Pulmotorbeatmung über eine Trachealkanüle vor [203].

Nicht zuletzt wiesen Reichel und Böhme darauf hin, dass die von ihnen vorgeschriebenen Maßnahmen der Atemwegssicherung die eigentlichen Wiederbelebungsmaßnahmen, also die Durchführung einer künstlichen Beatmung, nicht verzögern durften, um die prinzipielle Chance auf einen Wiederbelebungserfolg durch Überschreiten der Scheintodzeitspanne nicht zu gefährden. Vor allem langdauernde Bemühungen zur Entfernung von Wasser aus den Lungen waren zu unterlassen [203].

Neben dem Airway-Management im Rahmen der Wiederbelebung untersuchten Reichel und Böhme auch die Effektivität der Herzmassage nach König-Maass als Zusatzmaßnahme bei der künstlichen Beatmung. Diese Herzmassage war zuvor

[204] Diese Maßnahmen lassen sich auch heute noch in den aktuellen Reanimationsrichtlinien wiederfinden. Allerdings wird auf das Herausziehen und fixieren der Zunge verzichtet. Stattdessen wird die „Öffnung des Kehlkopfeingangs“ durch Anhebung des Zungengrunds mit dem Handgriff nach Esmarch erreicht.

von Bruns (1927) und Bruns und Thiel (1932, 1934) in mehreren Studien ausdrücklich als unverzichtbares Hilfsmittel zur Wiedererregung des stillstehenden Herzens empfohlen worden. Dabei wurde von Bruns und Thiel postuliert, dass die Herzmassage nach König-Maass das stillstehende Herz durch mechanische Reizung zur Wiederaufnahme einer geregelten Spontanaktion bewegen würde. Reichel und Böhme gelangten allerdings aufgrund ihrer Experimente zu der Erkenntnis, dass eine Wiederbelebung im Herzkreislaufstillstand mit den damaligen Methoden ausgeschlossen war. Dementsprechend empfahlen Reichel und Böhme die Herzmassage nach König-Maass nicht mehr, da sie diese Maßnahme im Falle eines mechanischen Herzstillstands für wirkungslos und bei erhaltener Herzaktion für unnötig erachteten [203].

Die Auswirkungen der Studie von Reichel und Böhme

Die Ergebnisse der Studie von Reichel und Böhme waren für das Rettungswesen der damaligen Zeit von fundamentaler Bedeutung. So wurde erstmals wissenschaftlich bewiesen, dass eine Wiederbelebung im Herzkreislaufstillstand mit den damaligen Methoden unmöglich war. Zudem gelangte die Wissenschaft zu der Erkenntnis, dass die über Jahrhunderte beschworene Dominanz der Atmung über den Kreislauf[205] („circulation follows respiration“) – die unter anderem dazu führte, dass Begriffe wie „Beatmungsapparat“ und „Wiederbelebungsapparat“ im

[205] 1755 erkannte der schottische Chirurg John Hunter im Tierexperiment, dass die Atmung für die Aufrechterhaltung des Herzschlages und des Kreislaufs lebensnotwendig war, der Kreislauf also von der Atmung abhängig war: „The heart sympathizes immediately with the lungs. […] the heart’s motion must depend immediately upon the application of such air to the lungs“ [255]. Als ursächlich hierfür sah Hunter einen „reflex effect“ des Herzens auf die Lufteinblasung und gleichzeitige Dehnung der Lungen, also eine reflektorische Herzreizung. Allerdings hatte Hunter noch nicht erfasst, dass auch die Atmung ohne Kreislauf für das Überleben wirkungslos war und ging daher von der Dominanz der Atmung über den Herzschlag aus. Für die Wiederbelebung folgerte er daraus 1776: „privation of breathing appears to be the first cause of the heart’s motion ceasing; and therefore, most probably the restoration of breathing is all that is necessary to restore the heart’s motion” [255].
Seit Hunter ging die Ärzteschaft also davon aus, dass das Sistieren des Herzschlags nach Ausbleiben der Atmung im Unkehrschluss auch bedeuten würde, dass ein Herzstillstand allein durch Beatmung behoben werden könne. Zudem wurde diese Annahme durch den Umstand unterstützt, dass Menschen ohne fühlbaren Herzschlag und Puls anscheinend schon seit biblischen Zeiten erfolgreich mittels alleiniger künstlicher Beatmung wiederbelebt worden waren.
Trotz vieler neuer Erkenntnisse in der Kreislaufphysiologie hielt sich diese Vorstellung über die Jahrhunderte in den Köpfen der Wissenschaft als grundlegende Erkenntnis und führte dazu, dass bis in die Mitte des 20. Jahrhunderts nach den kreislaufgenerierenden Wirkungen der künstlichen Beatmung durch reflektorische und mechanische Herzreizung und sogar nach einem „Notkreislauf“ durch Beatmung geforscht wurde.
Erst Reichel und Böhme widerlegten diese Jahrhunderte alte Vorstellung und zeigten, dass eine Wiederbelebung durch alleinige künstliche Beatmung im Herzkreislaufstillstand unmöglich war.

Rettungswesen als Synonyme verwendet wurden – keine Gültigkeit für die Therapie des Herzkreislaufstillstands hatte.

Da nun wissenschaftlich erwiesen war, dass keine der damals zur Wiederbelebung angewendeten Beatmungsmethoden einen Menschen ohne vorhandene Kreislaufaktivität wiederbeleben konnte, schwand nun auch die über Jahre in Wissenschaftskreisen und Rettungswesen vorherrschende Unsicherheit über die Wirksamkeit der bis dahin bei Herzkreislaufstillstand angewendeten Wiederbelebungsmethoden.

Zudem wurden mit diesen Erkenntnissen zwei bedeutsame Kapitel in dem seit Jahrhunderten währenden Streit um die beste Beatmungsmethode beendet.

So wurde mit dieser Studie für die deutsche Luftwaffe die Streitfrage, welche Methode der künstlichen Beatmung denn am zuverlässigsten eine Wiederbelebung bei Herzkreislaufstillstand bewirken könne, auf wissenschaftliche Weise beendet. Diese Folge ihrer Arbeit hatten Reichel und Böhme klar erkannt und stellten am Schluss ihrer Veröffentlichung selbst das Ende des Streits um die beste Wiederbelebungsmethode fest: „*Auch die künstliche Beatmung ist nicht imstande, etwa durch ihre Reizwirkung auf das Herz eine Wiederbelebung in Gang zu bringen, wenn die Blutförderung einmal aufgehört hat. Unter diesem Gesichtspunkt wird die Streitfrage gegenstandslos, ob die eine oder die andere Wiederbelebungsmethode hinsichtlich ihrer Reizwirkung auf die Herzautomatie den Vorzug verdiene.*“ [203].

Zum anderen boten die neuen Erkenntnisse von Reichel und Böhme die Gelegenheit, die synonym verwendeten Begriffe „künstliche Beatmung“ und „Wiederbelebung“ ein für alle Mal voneinander zu trennen und mit ihrer verwirrend unpräzisen Verwendung aufzuräumen. Spätestens mit den Ergebnissen von Reichel und Böhme musste Wissenschaft und Rettungswesen klar sein, das keine Beatmungsform über zusätzliche mechanische Reizwirkungen verfügte, welche es ermöglichten, einen künstlichen Kreislauf zu generieren oder alternativ das stillstehende Herz zur Wiederaufnahme einer suffizienten Eigenaktion zu bewegen. Reichel und Böhme machten also deutlich, dass die Medizin über keine tatsächliche „Wiederbelebungsmethode“ verfügte, sondern ausschließlich über „Beatmungsmethoden“ und dass mit diesen Beatmungsmethoden nicht anderes geleistet werden konnte als „künstliche Beatmung“!

Spätestens mit diesen wissenschaftlichen Erkenntnissen war aber auch die Euphorie der Anfangsjahre des 20. Jahrhunderts (10er, 20er Jahre) verschwunden, in der Rettungswesen, Wissenschaft und Bevölkerung glaubten, mit den sogenannten „Wiederbelebungsmethoden“ könne prinzipiell jeder wiederbelebt werden. Schlagzeilen wie „Pulmotor rettet Leben“ [200, 202], „…von den Toten auferstanden“ [383] wichen einer nüchterneren Betrachtungsweise. Damit entfiel aber auch der Druck auf die auf dem Markt befindlichen Notfall-Beatmungsgeräte wie zum Beispiel den Pulmotor, als „Wiederbelebungsapparate“ eine Wiederbelebung in allen Fällen zu garantieren. Vielmehr wurden diese Geräte zunehmend als das angesehen, was sie von Anfang an darstellten: Geräte zur künstlichen Beatmung. Auch Dräger griff die Ergebnisse dieser Studie auf und wich davon ab, die „automatische Wiederbelebungsmaschine“ Pulmotor als „Wiederbelebungsapparat“ zu vermarkten. Stattdessen sah man den Pulmotor zunehmend als Beatmungsgerät an, ein Vorgang, der sich am Namenszusatz des Pulmotors ablesen lässt: So wurde aus der „*automatischen Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine für künstliche Atmung*“ von 1908 [84] in den fünfziger Jahren das „*Gerät zu künstlichen Beatmung*“[206] [100].

Ende des Pulmotor-Streits in Deutschland

Auch für die Kontroverse um den Pulmotor waren die Studienergebnisse von Bedeutung. So stellte die von Reichel und Böhme durchgeführte Studie der deutschen Luftwaffe den Endpunkt des Pulmotor-Streits in Deutschland dar. Sie bestätigte die bereits in den Jahren 1930 bis 1934 von Bruns, Thiel und Rost durchgeführten Studien, in denen die gegen den Pulmotor erhobenen Vorwürfe widerlegt worden waren, auf höchstem wissenschaftlichen Niveau, mit den modernsten wissenschaftlichen Untersuchungsmethoden und nicht zuletzt mit der notwendigen Autorität einer staatlichen Institution, nämlich der deutschen Luftwaffe. So konnten die über Jahrzehnte gegenüber dem Pulmotor gehegten Vorurteile bezüglich seiner ventilatorischen Leistungsfähigkeit in Notfallsituationen und seiner möglichen „Nebenwirkungen“ auf Lunge, Herz und Kreislauf für den deutschsprachigen Raum beseitigt werden.

[206] Diese Veränderung des Namenszusatzes fand erst mit dem Modellwechsel vom Pulmotor „Modell 40“ zur Modellreihe mit der ersten Pulmotordose „PT 1“ und „PK 1“ im Herbst 1954 statt. Noch 1953 wurde der Pulmotor „Modell 40“ als „Wiederbelebungsgerät“ beworben [105].

Zudem beendeten Reichel und Böhme den Disput um die „Wiederbelebungsmethode“ mit der besten mechanischen Reizwirkung auf das stillstehende Herz. So wurde auch dieser Aspekt des Pulmotor-Streits irrelevant und musste nicht weiter verfolgt werden.
Außerdem war diese Studie die letzte im deutschsprachigen Raum, die sich explizit mit dem Pulmotor und den gegen ihn erhobenen Vorwürfen beschäftigte.

Weiterer Verlauf des Pulmotor-Streits in den USA (30er bis 50er Jahre)

So fundiert und folgenreich die Studie der Stabsärzte der deutschen Luftwaffe Reichel und Böhme für Wissenschaft und Rettungswesen auch sein mochte, galten diese Auswirkungen doch nur für den deutschen Raum. Nicht zuletzt bedingt durch die politischen Geschehnisse der vierziger Jahre nahmen die Wissenschaftler anderer Staaten diese Studienergebnisse nicht wahr[207]. So war der Disput um den Pulmotor insbesondere in den USA, nach den Beschlüssen der amerikanischen Wiederbelebungskommissionen der zwanziger Jahre und dem Aufkommen zahlreicher amerikanischer Konkurrenzgeräte, zwar deutlich abgeflaut, aber auch am Ende der vierziger Jahre noch nicht abgeschlossen. Dies lag in dem Engagement einzelner Wissenschaftler begründet, die sich, wie Oskar Bruns im Deutschland der 20er und 30er Jahre, weiterhin intensiv mit dem Pulmotor und seinen amerikanischen Konkurrenten beschäftigten. Einer der aktivsten Kritiker des Pulmotors auf amerikanischem Boden blieb Yandell Henderson (1873-1944), der als Professor für Physiologie an der Yale University lehrte. Henderson gehörte bereits den amerikanischen Wiederbelebungskommissionen von 1913, 1914 [52, 404] und 1923 [203, 219] an und hatte sich über die Jahre zu einem hartnäckigen und einflussreichen Gegner des Pulmotors entwickelt. Dabei nahm Henderson im Pulmotor-Streit und unter den Pulmotorkritikern eine Sonderstellung ein, denn im Gegensatz zu anderen Kritikern wie dem Deutschen Oskar Bruns schien er zeitlebens völlig unbeeindruckt und unbeeinflusst von neuen wissenschaftlichen Erkenntnissen gewesen zu sein. Noch Mitte der vierziger Jahre äußerte Henderson vehemente Kritik am Pulmotor und pulmotorähnlichen Wechseldruck-Beatmungsgeräten,

[207] Es ist davon auszugehen, dass der 2. Weltkrieg den wissenschaftlichen Austausch zwischen verfeindeten Staaten stark behindert hat. Noch dazu dürften wissenschaftliche Studien, die im Auftrag des Militärs durchgeführt worden waren, einer gewissen Geheimhaltung unterlegen haben.

wobei seine Kritik inhaltlich noch immer auf den bereits überholten Erkenntnissen der Wiederbelebungskommissionen von 1913 und 1914 beruhte [238].

Zudem war seine Kritik inkongruent, wodurch sich Henderson mit seinen Argumenten teilweise selbst widersprach. So bescheinigte er dem Pulmotor eine mangelhafte Ventilationsleistung aufgrund zu geringer Beatmungsdrücke, warnte aber gleichzeitig vor der gesundheitsschädlichen Akapnie, die aufgrund der durch die hohen Beatmungsdrücke des Pulmotors verursachten Hyperventilation auftreten würde. Zudem würden die hohen Beatmungsdrücke des Geräts und die Hypoxie, die seiner Meinung nach aus der schweren Akapnie resultieren würde, zu einem Herzversagen mit Kreislaufdepression führen. Ein weiterer zentraler Kritikpunkt war die Gefahr von Lungenschäden, für die er vor allem die Unterdruckphase des Pulmotors verantwortlich machte [238, 337].

Hendersons Abneigung gegen Wechseldruckbeatmungsgeräte lag wahrscheinlich in seinen Experimenten aus den 1910er Jahren begründet. So hatte er 1910, und 1918 zusammen mit Howard W. Haggard Experimente an Hunden durchgeführt, die nach einer 25 bis 30 Minuten dauernden Wechseldruckbeatmung verstorben waren. Die Ursache hierfür sah Henderson in einer durch die Wechseldruckbeatmung verursachten langanhaltenden Apnoe, die nach 7 bis 8 Minuten zu einem hypoxiebedingten Herzversagen geführt hätte. Aus diesen Versuchen schloss er, dass Wechseldruckbeatmung zu einer gefährlichen Akapnie, Lungenschäden und Kreislaufversagen führen würde. Allerdings hatte er seine Experimente mit erstaunlich hohen Beatmungsfrequenzen von 60 bis 120 Atemhüben pro Minute und mit für Wechseldruckbeatmungsgeräte unüblich hohen Beatmungsdrücken von +/- 30 mm Hg durchgeführt [337].

Seine in diesen Experimenten gefasste Abneigung gegenüber Wechseldruckbeatmungsgeräten änderte Henderson in den nächsten Jahrzehnten nur unwesentlich. Dies galt vor allem für den Pulmotor, der für Henderson das Wechseldruckbeatmungsgerät par excellence darstellte und dessen Name auch von Henderson als Synonym für alle dem Pulmotor ähnlichen Geräte aufgefasst und verwendet wurde.

Noch im Dezember 1943, wenige Wochen vor seinem Tod, publizierte Henderson einen Artikel in der Fachzeitschrift „Science“, in dem er unter dem reißerischen Titel „*The Return Of The Pulmotor As A “Resuscitator“: A Back-Step Toward The Death Of Thousands*“ erneut Kritik am Pulmotor übte [238]. Anlass für diesen

Artikel war ein seit mehreren Jahren schwelender Streit zwischen Yandell Henderson und dem „Council on Physical Therapy“ der „American Medical Association“ über die Empfehlung des „E&J Resuscitators“ und seines Nachfolgemodells[208]. Aufgrund der Tatsache, dass dieses Wiederbelebungsgerät dem Pulmotor in seinem Konstruktions- und Funktionsprinzip äußerst ähnlich war, wurde es von Henderson in seinem Artikel als eine Wiedereinführung des Pulmotors unter dem neuen Namen „Resuscitator“ bewertet. Im weiteren Verlauf des Artikels wiederholte Henderson alle von ihm in den letzten Jahrzehnten gegen den Pulmotor erhobenen Kritikpunkte. Dazu gehörte die Kritik an der Wechseldruckbeatmung, welche nur bei Anwendung exzessiver Beatmungsdrücke zu einer ausreichenden Ventilation führen würde. In diesem Falle würde die Wechseldruckbeatmung allerdings zu einer Lungen- und Kreislaufschädigung und bei langwieriger Anwendung auch zu einer schweren Akapnie von gesundheitsschädlichem Ausmaß führen. Zur Unterstützung seiner Vorwürfe gab Henderson die Empfehlungen der amerikanischen Wiederbelebungskommissionen von 1913 und 1914 an. Zudem verwies er auf einen über dreißig Jahre alten Fallbericht des Arztes Morris Fishbein[209] (1889-1976) aus dem Jahre 1912, der im Journal der American Medical Association über eine mehrstündige Pulmotorbeatmung im Rahmen einer Kohlenmonoxidvergiftung berichtete. Der Patient verstarb fünf Tage nach der Beatmung. In der Autopsie zeigten sich Lungeneinblutungen und ein peripheres Emphysem der rechten Lunge, was nach Hendersons Meinung eindeutig auf die schädigende Wirkung der Wechseldruckbeatmung zurückzuführen gewesen wäre: *„[…], the condition of the lungs found at autopsy was clearly due mainly to mechanical damage done by the sucking and blowing of the apparatus.“* [238]. Ein weiterer Vorwurf den Henderson dem Pulmotor machte, war der Umstand, dass sich die Beatmung mit dem Pulmotor nicht an die Spontanatmung des Patienten anpassen ließ. Diese Beobachtung machte Henderson 1910, als er versuchte, einen spontan atmenden, bewusstlosen Patienten mit dem Pulmotor künstlich zu beatmen: „*What was most noticeable was that the rhythm of the apparatus was entirely out of Stepp with the*

[208] Das „Council on Physical Therapy“ hatte erstmals am 13. Mai 1939 eine Empfehlung für den „E&J Resuscitator and Inhalator“ ausgesprochen. Das Nachfolgemodell „E&J Resuscitator, Inhalator, Aspirator (Fox Model)“ wurde im April 1943 in die Liste der vom Council zugelassenen Beatmungsgeräte aufgenommen [53].

[209] Fishbein war von 1924 bis 1950 der Herausgeber des „Journal of the American Medical Association“ [20].

patient's own respiration, which was rather opposing and impeding than aiding." [238].

Kritik am eigentlich in der Diskussion stehenden „E&J Resuscitator" übte Henderson erst am Ende seiner Veröffentlichung, indem er den Herstellern des „E&J Resuscitator" massive Einflussnahme auf Ärzte und Wiederbelebungskommissionen über Lobbyisten vorwarf. Zudem bezichtigte er die E&J Manufacturing Company, mehrfach die Veröffentlichung ablehnender Studien durch Androhung von rechtlichen Schritten verhindert zu haben [238].

Reaktionen auf Hendersons Artikel

Dieser Artikel Hendersons war die letzte Veröffentlichung, die sich explizit mit dem Pulmotor beschäftigte und Position gegen ihn bezog. Somit markierte diese Publikation auch den Endpunkt des Pulmotor-Streits in den USA, zumal mit Yandell Henderson, der nur wenige Wochen nach Publikation dieses Artikels verstarb, einer der wichtigsten Opponenten des Pulmotors verschwand. So erlosch mit Hendersons Tod auch das Interesse an diesem Streit, dessen Positionen erschöpfend diskutiert worden waren. Auch der Inhalt des Artikels zeigte, dass in Sachen Pulmotor-Streit bereits alles gesagt war, beschäftigte er sich doch ausschließlich mit seit Jahrzehnten veraltete Publikationen und Vorwürfen, die wissenschaftlich längst widerlegt worden waren. Dagegen war der Aufhänger des Artikels, der „E&J Resuscitator", durchaus aktuell und hatte den Pulmotor aus Zentrum der wissenschaftlichen Debatte verdrängt. Dementsprechend stand er in vielen nachfolgenden Publikationen zur Diskussion, in denen der Pulmotor nicht mehr oder nur indirekt Erwähnung fand.

Auch die Reaktionen von wissenschaftlicher Seite verdeutlichten, dass sich der Pulmotor-Streit als Teil des allgemeinen Richtungsstreits um die beste Beatmungsmethode seinem Ende näherte. Selbst die Befürworter von Hendersons Ansichten gingen nicht weiter auf die erneut von Henderson vorgetragene Kritik am Pulmotor ein. So stellte Richard Foregger in seinem Leserbrief an die Fachzeitschrift „Science" aus dem Juni 1944 lediglich fest, dass es eine laufende Kontroverse zwischen den Anhängern Wechseldruckbeatmung, oder „suck and blow" Methode, und den Gegnern einer Unterdruckbeatmung gäbe [167]. Dabei argumentierte er als Gegner der Saugphase zwar gegen die „suck

and blow“ Geräte im allgemeinen, ging allerdings nicht weiter auf den Pulmotor ein. Viel mehr ließ Foreggers Brief anklingen, dass nicht länger der Pulmotor, sondern dessen Nachfolger im Mittelpunkt des *„[…] fight against suction to the lungs […]*“ standen [167].

Auch der Anästhesist Paluel Joseph Flagg (1886-1970), einer der Befürworter von Yandell Hendersons Ansichten, ging in seinem Kommentar, der im Juni 1944 in „Science“ publiziert wurde, nicht weiter auf die erneut von Henderson vorgebrachte Kritik am Pulmotor ein [165]. Vielmehr kritisierte er sämtliche damals verfügbaren Wiederbelebungsmaschinen und die Art und Weise, wie diese Apparate in Notfällen angewendet wurden. Dabei beklagte er, dass Laienretter und Öffentlichkeit, vor allem aber auch seine medizinischen Kollegen, viel zu technikgläubig und -hörig wären. So würden sie den Wiederbelebungsgeräten als eine Art Wunderapparat zu viel Bedeutung beimessen und darüber die eigentlich notwendigen medizinischen Maßnahmen vergessen. „*Yandell Henderson was perfectly correct when he said that resuscitators killed thousands of patients – not as bullets do directly, but by providing a gesture or alibi for the correct treatment required.*“ [165]. In der Folge hätte die Ärzteschaft die medizinische Behandlung im Wiederbelebungsfall komplett in die Hände von nicht medizinisch ausgebildeten Laienrettern (aus Polizei und Feuerwehr) gegeben, deren medizinische Kompetenz meist allein auf dem Vorhandensein des mitgeführten Beatmungsgerätes beruhte. Dementsprechend würde das Rettungspersonal diese Wiederbelebungsgeräte als alleinigen Heilsbringer einsetzen, anstatt sie als technisches Hilfsmittel im Rahmen der jeweils medizinisch indizierten Therapie zu verwenden [165]. Flagg forderte daher, Laienretter in den Pathomechanismen der Asphyxie und den Maßnahmen des Airway-Managements auszubilden, um im Falle einer Wiederbelebung die notwendigen Therapiemaßnahmen sicher erkennen und korrekt durchführen zu können [165].

Der Teil der medizinischen Welt, der sich nicht zu den Gegnern der Wechseldruckbeatmung zählte, reagierte mit Unverständnis auf Hendersons erneute Attacke gegen den Pulmotor. Dabei wurde seine Publikation jedoch weniger als Kritik am Pulmotor als vielmehr als Kritik an der Gesamtheit der Wechseldruckbeatmungsgeräte aufgefasst.

Vor allem die amerikanischen Physiologen Henry Schwerma[210] und Andrew Conway Ivy (1893-1978) kritisierten Hendersons jahrzehntelange Kampagne gegen die Wechseldruckbeatmungsgeräte, nachdem sie Hendersons Veröffentlichungen zu diesem Thema in ihrer Studie „*Safety of modern alternating positive and negative pressure resuscitators*“ einer Analyse und Neubewertung unterzogen hatten [337]. Dabei warfen sie Henderson vor, seine Abneigung gegen die Saugphase von Wechseldruckbeatmungsgeräten nie ausreichend begründet zu haben. Zudem konnten sie in keiner von Hendersons Veröffentlichungen einen Beleg dafür finden, dass die Wechseldruckbeatmung Lungenschäden verursache: „*But we have been unable to find any reason or evidence submitted by Henderson indicating why suction is undesirable. We have been unable to find evidence in the publications of Henderson and his associates which indicates that the lung is damaged by alternating positive and negative pressure."* [337].

Auch die von Henderson und James Turner 1941 im Journal der American Medical Association publizierte Studie "*Artificial Respiration and Inhalation*“, welche die Ventilationsleistung der untersuchten mechanischen Beatmungsgeräte infrage stellte, sahen Schwerma und Ivy kritisch: „*The evidence of Henderson and Turner regarding the comparison of the effecttiveness of manual with mechanical artificial respiration, in which only 6 gassed dogs were used, is certainly inadequate*." [337].

Zudem stellten sie die Befürchtung Hendersons, die Wechseldruckbeatmung würde durch Hyperventilation zu einer Akapnie mit lebensgefährlichen Folgen wie Kreislaufversagen führen, anhand neuerer Studien als unbegründet dar [337].

Nicht zuletzt widerlegten sie den von Henderson immer wieder geäußerten Kritikpunkt, der den Wechseldruckbeatmungsgeräten eine mangelhafte Anpassungsfähigkeit an die Spontanatmung vorwarf, als ein generelles Problem aller künstlichen Beatmungsmethoden: „*As Henderson and Turner have shown, artificial respiration of the suck and blow type interferes with the rhythm of natural breathing. But any type of artificial respiration which is not synchronized with natural breathing will do the same.*“ [337].

[210] Biografische Daten unbekannt.

Wechseldruckbeatmung in den 40er und 50er Jahren

Die genaue und kritische Auseinandersetzung der Physiologen Schwerma und Ivy mit den Studien Hendersons und seiner beharrlichen Ablehnung des Pulmotors und anderer Wechseldruck-Beatmungsgeräte markierte einen Wendepunkt in der Kontroverse um die beste Beatmungsmethode. So ging es in nachfolgenden wissenschaftlichen Arbeiten nicht mehr um eine Rechtfertigung oder grundsätzliche Ablehnung der Wechseldruck-Beatmungsmethoden. Vor allem die (ventilatorische) Überlegenheit der maschinellen Beatmungsgeräte gegenüber den manuellen Methoden wurde nicht mehr angezweifelt: die maschinellen Beatmungsgeräte, sowohl mit Wechseldruck als auch Überdruck, hatten sich etabliert.

Weiterhin von wissenschaftlichem Interesse blieb allerdings die Frage der Kreislaufbeeinflussung durch die einzelnen Beatmungsgeräte, wobei eine grundsätzliche kreislaufschädigende Wirkung nicht mehr befürchtet wurde. Stattdessen wurden die verschiedenen auf dem Markt befindlichen Beatmungsgeräte in den nachfolgenden Studien systematisch auf ihre positiven oder negativen Kreislaufauswirkungen hin untersucht und miteinander verglichen. Dabei ging es nicht mehr ausschließlich um die Beatmung als Kurzzeittherapie im Wiederbelebungsfall, sondern zunehmend auch um die langfristige Beatmung von Patienten, die an spinobulbärer Poliomyelitis erkrankt waren. Dementsprechend wurden teilweise auch Tank- und Cuirass-Respiratoren in die Untersuchungen mit einbezogen.

Im Dezember 1945 publizierten die Chicagoer Physiologen Henry Schwerma und Andrew Conway Ivy die Ergebnisse einer groß angelegten Tierstudie an 127 gesunden Hunden unter dem Titel „*Safety of modern alternating positive and negative pressure resuscitators*“. In ihrer Studie hatten Schwerma und Ivy die Auswirkungen verschiedener maschineller Beatmungsformen auf den Kreislauf untersucht, wobei der maximale Überdruck 14 mm Hg und der maximale Unterdruck 8 mm Hg betrug. Neben dem Wechseldruckbeatmungsgerät „E&J Resuscitator“ wurden zwei reine Überdruckbeatmungsgeräte und als Tankrespirator ein „Drinker Infant Respirator“ verwendet. Mit jedem verwendeten Gerätetyp kam es unter Beatmung zu einem messbaren, aber unbedenklichen Blutdruckabfall. Allerdings bewirkte keines der Beatmungsgeräte eine signifikante

Verminderung des venösen Rückstroms. Zudem gab es keinen signifikanten Unterschied im Abfall des venösen Rückstroms zwischen den einzelnen Gerätetypen. Kein Gerätetyp, weder „suck and blow“, noch „intermittent positive pressure“ oder „tank“, konnte also einen Vorteil bezüglich der Kreislaufbeeinflussung für sich verbuchen. Darüber hinaus untersuchten Schwerma und Ivy die mit Wechseldruckbeatmung ventilierten Tiere in einer Obduktion auf Lungenschäden und verglichen die Ergebnisse mit einer Kontrollgruppe nicht ventilierter Hunde. Dabei konnte kein Anhalt für eine Lungenschädigung durch Wechseldruckbeatmung gefunden werden [337].
Bereits 1 Jahr zuvor, im Dezember 1944, war die Studie „*Influence Of Different Forms Of Artificial Respiration On The Pulmonary And Systemic Blood Pressure*“ des Mediziners Perry Volpitto (gest. 1988) und der Physiologen Robert Woodbury[211] und Benedict Abreu (1913-1965) veröffentlich worden. In dieser Studie wurde im Tierexperiment die Beeinflussung des Kreislaufs durch sieben verschiedene Beatmungsgeräte untersucht. Zu diesen Geräten gehörten neben dem Beatmungsbeutel eines Narkosegeräts und anderen „IPPV“ Beatmungsgeräten auch ein „Emerson Resuscitator“ als Vertreter der „suck and blow“ Geräte. Zudem wurde als Tank Respirator ein „Emerson Respirator“ verwendet. Auch in dieser Studie konnte kein Kreislaufvorteil für die „suck and blow“ Beatmung durch eine Förderung des venösen Blutrückstroms in der Exspirationsphase ermittelt werden. Auch bezüglich der Ventilationsleistung, die bei allen Geräten als suffizient bewertet wurde, konnte kein Unterschied zwischen den einzelnen Beatmungsmaschinen ermittelt werden [411].

Im Mai 1948 wurde im Journal der American Medical Association eine der bis dahin fortschrittlichsten Studien zum Thema Überdruckbeatmung veröffentlicht. Diese Studie mit dem Titel „*Intermittent Positive Pressure Breathing. A Means Of Administering Artificial Respiration In Man*“ stammte von einer Arbeitsgruppe der Columbia University um den Mediziner Motley[212] und hatte die Zielsetzung, den möglichst idealen Respirator zu finden, in dem eine adäquate Ventilationsleistung mit einer minimalen Kreislaufbeeinträchtigung kombiniert war. Zudem sollten die physiologischen Voraussetzungen bestimmt werden, welche für eine erfolgreiche

[211] Biografische Daten unbekannt.
[212] Biografische Daten unbekannt.

Ventilation notwendig waren. Die künstliche Beatmung als alleiniges Instrument einer Wiederbelebung wurde nicht untersucht [297].
In Aufbau und Ablauf unterschied sich diese Untersuchung grundlegend von zuvor veröffentlichten Arbeiten. So wurden die Fragestellungen erstmals an 79 lebenden Menschen untersucht, die entweder krankheitsbedingt komatös waren oder sich anästhesiebedingt in einer Apnoe befanden. In einer Kontrollgruppe wurden zudem gesunde, spontan atmende Probanden, als auch Patienten mit Herzkreislauferkrankungen bis hin zum hämorrhagischen Schock untersucht. Um die Auswirkungen der künstlichen Beatmung auf Herz und Kreislauf zu bestimmen wurden der arterielle Blutdruck gemessen und regelmäßige arterielle Blutgasanalysen durchgeführt. Über einen Pulmonaliskatheter wurden zudem simultane Blutgasanalysen des gemischt venösen Blutes durchgeführt, der rechtsventrikuläre Blutdruck gemessen und das Herzzeitvolumen errechnet.
Untersucht wurden insgesamt sieben verschiedene Überdruckbeatmungsgeräte, von denen fünf Geräte mit Druckgas betrieben wurden. Unter den gasbetriebenen Beatmungsgeräten befand sich auch der nach dem Pulmotorprinzip arbeitende „E&J Resuscitator“. Zwei weitere Apparate funktionierten rein manuell über einen Beatmungsbeutel. Zusätzlich zu den genannten Beatmungsgeräten wurden die manuelle Beatmungsmethode nach Schäfer und die „Eve Rocking Methode“ einer genauen Untersuchung in Hinblick auf ihre ventilatorische Leistung unterzogen [297].

In ihrer Beurteilung der Kreislaufbeeinflussung und Ventilationsleistung der Überdruckbeatmungsgeräte bestätigte die Studie von Motley et al einmal mehr die Ergebnisse der vorangegangenen US-Studien der vierziger Jahre und unterstrich dabei erneut die Überlegenheit der Überdruckbeatmungsgeräte über die manuellen Beatmungsmethoden. So zeigten sämtliche Überdruckbeatmungsgeräte auch in dieser Studie adäquate Ventilationsleistungen ohne signifikante Kreislaufbeeinträchtigung durch den intrathorakalen Überdruck. Die ebenfalls untersuchten manuellen Beatmungsmethoden nach Schäfer und Eve erzielten dagegen ausnahmslos unzureichende Ventilationsergebnisse. Auch die laut Yandell Henderson von den Beatmungsgeräten ausgehende vermeintliche Gefahr einer Hyperventilation mit fatalen gesundheitlichen Folgen konnte in dieser Studie widerlegt werden. So bewirkten die Beatmungsgeräte selbst bei

Atemminutenvolumina von über 15 l weder die von Henderson befürchtete Akapnie, noch eine Tetanie. Auch die möglichen Vorteile einer Wechseldruckbeatmung in Hinblick auf Herzkreislaufeffekte wurden untersucht. Allerdings konnte auch in dieser Studie kein Vorteil der Wechseldruckbeatmung über die reine Überdruckbeatmung (IPPV) ermittelt werden. Insbesondere zeigte sich keine Verbesserung der Zirkulation respektive der Herzleistung (HZV) durch die Unterdruckphase der Wechseldruckbeatmung [297].

Neben den Auswirkungen der Überdruckbeatmung auf den Kreislauf beschäftigte sich die Studie von Motley et al eingehend mit den physiologischen Rahmenbedingungen einer erfolgreichen künstlichen Beatmung. Dazu gehörte auch erstmals wieder eine genaue Untersuchung der bis dahin bekannten Techniken des Airway-Managements, ein Aspekt der künstlichen Beatmung der in den amerikanischen Studien der dreißiger und vierziger Jahre vernachlässigt worden war. Motley et al betonten in ihrer Studie die zentrale Bedeutung des Airway-Managements für den Erfolg jedweder künstlichen Beatmung. Dabei erzielten sie unter Verwendung einer Gesichtsmaske die besten Ergebnisse durch Hyperextension der Halswirbelsäule und gleichzeitiges Anheben des Unterkiefers in der Art des „Esmarch Manövers“. Zusätzlich empfahlen sie die Verwendung von geblockten Endotrachealtuben, welche den Atemwegswiderstand und damit die angewendeten Beatmungsdrücke noch stärker verringerten als die zuvor beschriebenen Atemwegshandgriffe [297].

Weitere Überlegungen zum „idealen Respirator“ betrafen unter anderem die anzuwendenden Atemgase. So empfahlen Motley et al im Rahmen einer notfallmäßigen Beatmung ateminsuffizienter Patienten ausdrücklich die Anwendung von 100%igen Sauerstoff. Der Zusatz von Kohlendioxid oder die Verwendung von Carbogen wurde nicht befürwortet, da es hierdurch nur zu einer Verstärkung der bereits vorhandenen respiratorischen Azidose kommen würde. Außerdem schlugen die Autoren eine Anfeuchtung der Atemgase bei langfristiger Beatmung, zum Beispiel im Rahmen einer Poliomyelitis, vor. Für das zukünftige Design von maschinellen Überdruckbeatmungsgeräten und für die manuelle Überdruckbeatmung wurde ausdrücklich eine gegenüber der Inspiration verlängerte Exspirationszeit gefordert, da die somit verkürzte Überdruckphase des Beatmungszyklus maßgeblich zu stabileren Kreislaufverhältnissen beitragen würde [297].

Auch wenn die amerikanischen Studien der vierziger Jahre keinen kreislaufwirksamen Vorteil für die Verwendung von Wechseldruckbeatmungsgeräten ermitteln konnten, blieb diese Frage weiterhin von wissenschaftlichem Interesse.

So untersuchte eine Arbeitsgruppe um den Mediziner James Otis Elam (1918-1995) aus St. Louis Anfang der fünfziger Jahre erneut die Auswirkungen der künstlichen Beatmung mit verschiedenen Über- und Wechseldruckbeatmungsgeräten auf den menschlichen Kreislauf. Diese in Zusammenarbeit mit der U.S. Navy durchgeführte Studie wurde im Mai 1953 unter dem Titel „*Importance Of Negative Pressure Phase In Mechanical Respirators*“ im Journal der American Medical Association veröffentlicht. Zu den verwendeten Beatmungsgeräten gehörten neben verschiedenen maschinell und manuell betriebenen Überdruckbeatmungsgeräten auch jeweils zwei maschinell und zwei manuell betriebene Wechseldruckbeatmungsgeräte. Auch ein mit Wechseldruck arbeitender Drinker Tank-Respirator wurde verwendet. Die Untersuchungen wurden sowohl an gesunden Patienten während Routinenarkosen, als auch an moribunden Patienten im Rahmen von Notfalloperationen durchgeführt. Zusätzliche Daten wurden an kritisch kranken Patienten erhoben, die im Rahmen einer intensivmedizinischen Behandlung künstlich beatmet wurden. Neben dem arteriellen Blutdruck und den verwendeten Atemwegsdrücken wurde das Herzzeitvolumen mittels Farbstoffdilution ermittelt [287].

Für die Beatmung gesunder Patienten kamen Elam et al zu ähnlichen Ergebnissen wie zuvor Motley, Volpitto oder Schwerma und Ivy. So kam es weder unter Überdruck- noch unter Wechseldruckbeatmung zu einer signifikanten Kreislaufdepression am gesunden Patienten. Anders sahen die Ergebnisse allerdings bei der Beatmung kritisch kranker Patienten aus. Hier führte eine reine Überdruckbeatmung zu einem signifikanten, schwerwiegenden Abfall von Blutdruck und Herzzeitvolumen. Wurde dieser Überdruckbeatmung allerdings eine exspiratorische Unterdruckphase hinzugefügt, so normalisierten sich Blutdruck und Herzzeitvolumen wieder. Entsprechend ihrer Ergebnisse empfahlen Elam et al daher die Anwendung der Wechseldruckbeatmung speziell bei kritisch kranken Patienten, um bei diesen eine potentiell lebensbedrohliche Kreislaufdepression unter künstlicher Beatmung zu vermeiden [287].

Auch in Deutschland war die Frage der Kreislaufbeeinflussung durch Über- und Wechseldruckbeatmungsgeräte in den fünfziger Jahren, nicht zuletzt bedingt durch die Poliomyelitis Epidemien zu Beginn der fünfziger Jahre, weiterhin Gegenstand der wissenschaftlichen Diskussion. Im Gegensatz zu den realitätsnahen klinischen Studien der Amerikaner wurde in Deutschland allerdings weiterhin am Tierexperiment festgehalten. Als Vertreter der Wechseldruckbeatmungsgeräte fanden dabei vor allem die „Eiserne Lunge“ der Firma Dräger und das auf dem Pulmotor basierende Intensivbeatmungsgerät „Poliomat“ Anwendung, während für die IPPV Beatmung meistens ein manuell zu bedienender Beatmungsbeutel verwendet wurde, wie er auch schon während der Poliomyelitisepidemie von 1952 in Kopenhagen erfolgreich eingesetzt worden war [7].

Während die amerikanischen Studien der vierziger Jahre den Wechseldruckbeatmungsmethoden eher indifferent gegenüberstanden, schien man in den deutschen Kliniken der fünfziger Jahre die Beatmung mit Wechseldruck gerade im intensivmedizinischen Bereich einer reinen Überdruckbeatmung vorzuziehen.

So empfahl eine Arbeitsgruppe um den Kieler Mediziner Felix Anschütz (geb. 12.05.1920) 1955 ausdrücklich die Verwendung von Wechseldruck-Beatmungsgeräten wie dem Poliomaten [7, 8] oder der Eisernen Lunge [7], um eine Kreislaufdepression zu vermeiden. Diese Empfehlung erfolgte aufgrund der Ergebnisse, die Anschütz et al in ihren Tierversuchen in den Jahren 1954 und 1955 erzielt hatten. In diesen Versuchen war es zu einer signifikanten Kreislaufdepression unter IPPV Beatmung gekommen, während die Wechseldruckbeatmung mit Eiserner Lunge und Poliomat keine negativen Auswirkungen auf den Kreislauf zeigte [7, 8].

Diese Ergebnisse wurde in einer weiteren Studie bestätigt, die von den Heidelberger Physiologen Hermann Brüner[213], Heiko Hörnicke[214] und Jürgen Stoffregen (geb. 29.09.1925) 1955 in der Fachzeitschrift „Der Anaesthesist“ unter dem Titel „*Durchblutungsmessungen an einzelnen Lungenlappen bei einphasischer und Wechseldruck-Beatmung*“ veröffentlicht worden war [43]. Auch hier zeigte sich unter Wechseldruckbeatmung mit der Eisernen Lunge ein deutlich stabileres Kreislaufverhalten.

[213] Biografische Daten unbekannt.
[214] Biografische Daten unbekannt.

IV Diskussion

Die Idee der künstlichen Beatmung durch Anwendung von apparativ erzeugtem intrapulmonalem Überdruck oder durch Generierung von Wechseldruck mittels Kombination von alternierendem Über- und Unterdruck ist alt und geht nicht auf Heinrich Dräger zurück.

Erste Erwähnungen einer Wechseldruckbeatmung mit speziell hierfür konstruierten, ventilgesteuerten Blasebälgen finden sich in den Schriften der Schotten John Hunter (1755) und Alexander Monro II (1774) und werden in Großbritannien bis 1837 durch die Humane Society empfohlen. Als geistigen Vorvater des Pulmotors oder auch „Pulmotorembryo“ würdigt Dräger den Wiederbelebungsapparat „Apodopnik“ (1789) des Elsässers Pierre Christophe Gorcy. Als technische Inspirationsquelle diente Gorcys Wiederbelebungsapparat bei der Konstruktion des Pulmotors allerdings nicht. Technisch etwas anspruchsvollere Überdruck-Beatmungsgeräte werden im weiteren Verlauf des 19. Jahrhunderts von John Snow (Wechseldruckbeatmung über Doppel-Kolbenpumpe, Großbritannien, 1841), George Fell und Joseph O’Dwyer (fußbetriebener Blasebalg, USA, 1880) und zur Jahrhundertwende von Rudolph Matas (handbetriebene Luftpumpe, USA, 1902) beschrieben. Aufgrund der im 18. und Anfang des 19. Jahrhunderts vorherrschenden „manuellen Methoden“ der künstlichen Beatmung erlangte keines dieser Geräte einen größeren Bekanntheitsgrad.

Bei allen zuvor genannten historischen Vorläufern handelte es sich ausschließlich um Einzelanfertigungen oder um in sehr geringen Stückzahlen von Hand gefertigte Geräte. Zudem waren diese Geräte sehr einfach konstruiert. Als Antrieb wurden aus Handwerks- und Industriebereichen zweckentfremdete Luftpumpen oder Blasebälge verwendet, die per Hand oder Fuß zu bedienen waren. Sicherheitsvorkehrungen zum Schutz der Lungen vor schädlichem Überdruck waren ebenso wenig vorhanden wie die Möglichkeit, Sauerstoff als Therapeutikum zu applizieren.

Im Vergleich zu diesen Geräten zeigte der 1907 entwickelte Pulmotor eine neuartige Konstruktionsweise, die sich besonders durch drei Innovationen auszeichnete.

So waren Energiequelle und verabreichtes Medikament identisch: Der Pulmotor bezog seine Energie ausschließlich aus dem Überdruck, mit dem der bei der Beatmung verabreichte Sauerstoff in Stahlzylindern gespeichert war. Gleichzeitig war der Sauerstoff Bestandteil der Wiederbelebung durch künstliche Beatmung. Allerdings war die Bedeutung des Medikaments Sauerstoff – vor allem in hochkonzentrierter Form – zu dieser Zeit noch nicht vollends erfasst. Beim ersten Serienmodell des Pulmotors wurde ausdrücklich darauf hingewiesen, dass bei der Beatmung kein reiner Sauerstoff, sondern maximal mit Sauerstoff angereicherte Umgebungsluft verwendet wurde. Erst in den 20er Jahren, bei späteren Pulmotor-Modellen, wurde die gleichzeitig mit der künstlichen Beatmung erfolgende Sauerstoffapplikation in den Vordergrund gestellt.

Die zweite Innovation betraf den Mechanismus zur Erzeugung der Atemhübe: Der zur In- und Exspiration verwendete Über- und Unterdruck wurde anstelle der sonst üblichen Blasebälge oder Luftpumpen unter Ausnutzung des Venturi-Effekts durch einen Injektor erzeugt.

Zudem erfolgte die Steuerung der Beatmungsphasen (In- und Exspiration) automatisch über einen druckgetriggerten Umschaltmechanismus. Dieser Steuermechanismus war die hervorstechendste Innovation des Pulmotors und brachte einige Vorteile für den Einsatz des Beatmungsgeräts mit sich. So bediente sich die Steuermechanik ebenfalls der Energie des unter Druck gespeicherten Sauerstoffs, wodurch auf den Einbau einer zusätzlichen Energiequelle – im Sinne eines Motors oder eines Uhrwerks wie beim Prototypen – verzichtet werden konnte. Dies verringerte Größe und Gewicht des Pulmotors und war vor allem aus ökonomischer Sicht vorteilhaft. Zudem reduzierte sich durch das strikte Umschalten des Steuermechanismus bei Erreichen der voreingestellten Beatmungsdrücke von +/ - 20 cm WS die Gefahr eines Barotraumas. Diese 1907 gewählten Druckwerte sind auch noch aus heutiger Sicht tolerabel.

Durch die Kombination aus fixen Beatmungsdrücken, die gleichzeitig den Drucktrigger des Steuerungsmechanismus darstellten, passte sich der Pulmotor mit Atemfrequenz und –hubvolumen automatisch und flexibel an die unterschiedlichen Lungengrößen der Patienten an: Bei kleinem Lungenvolumen wurden geringere Atemzugvolumina mit höherer Atemfrequenz abgegeben. Bei großem Lungenvolumen verhielt es sich umgekehrt. Auf diese Weise war der Pulmotor universell an nahezu jeder Patientengruppe einsetzbar, quasi ein „One-

Size-Fits-All“-Konzept, wodurch sich der Kreis potentieller Abnehmer erweiterte. Auch die zielgruppengerechte Bedienbarkeit, oder „usability“, zielte auf einen großen Anwender- und damit Käuferkreis ab. Heinrich und Bernhard Dräger hatten von Anfang an richtig erkannt, dass die Zielgruppe, die das Beatmungsgerät verwenden sollte, hauptsächlich aus den „Laienrettern“ des Rettungswesens bestand. Diese Personengruppe, der zum Beispiel Mitarbeiter der Feuerwehr, Polizei, aber auch Arbeiter aus Bergbau- und Industriebetrieben angehörten, hatte im Gegensatz zum heutigen Rettungspersonal nur geringe oder gar keine medizinische Vorbildung. Eine eigenhändige Anpassung der Beatmungsparameter Frequenz, Atemzugvolumen und Atemwegsdruck konnte von dieser Anwendergruppe nicht erwartet werden. In Hinblick auf diese Zielgruppe war der bewusste Verzicht auf Einstellmöglichkeiten am Pulmotor ein klarer Wettbewerbsvorteil im Bereich der Notfallbeatmungsgeräte. Die Vorzüge des druckgetriggerten Steuerungsmechanismus lassen sich werbetechnisch auf folgenden Nenner bringen: „Der Pulmotor passt sich jedem (Patienten) an und kann von jedem (Anwender) bedient werden“.

Die von Dräger unter dem Begriff „Pulmotor-Prinzip“ zusammengefassten technischen Innovationen machten den Pulmotor zum ersten automatisch arbeitenden Notfall-Beatmungsgerät. Außerdem war der Pulmotor mit seiner im Oktober 1908 gestarteten und über siebzig Jahre währenden Serien-Produktion das erste massenproduzierte Notfallbeatmungsgerät, das zudem mit einem der längsten Produktionszeiträume aufwarten konnte, die ein automatisches Beatmungsgerät bisher erreicht hat. Mit über 20.000 verkauften Geräten, die neben Europa und den USA auch bis nach Japan, Australien und Sibirien exportiert wurden, war der Pulmotor nicht nur ein kommerziell äußerst erfolgreiches, sondern auch das erste weltweit vertriebene Beatmungsgerät.

Die Entstehung des Pulmotors war eng an die technischen Neuerungen der Industrie gebunden und wurde erst mit der Entwicklung der „Druckgastechnik“ möglich. So war es erst Ende des 19. Jahrhunderts technisch machbar, hochverdichteten Sauerstoff in Stahlzylindern sicher zu speichern und aus diesen mittels Druckreduzierventilen in konstanter, regelbarer Menge zu entnehmen. Die wirtschaftliche Verwertung dieser neuen Techniken war sogar erst ab 1902 durch das „Verfahren zur Luftverflüssigung und –zerlegung“ des deutschen Ingenieurs

Carl von Linde möglich, welches die kostengünstige Herstellung von reinem Sauerstoff in großindustriellem Maßstab erlaubte.

Die Entwicklung eines Beatmungsgeräts wie den Pulmotor durch Heinrich und Bernhard Dräger war kein Zufall oder „Glückstreffer“. Es gab mehrere Faktoren, welche Heinrich und Bernhard Dräger für eine solche Entwicklung prädestinierten. So waren sie seit 1889 mit der Konstruktion eigener Druckreduzierventile aktiv an der Etablierung der Druckgastechnik beteiligt. Ab 1901 setzten sie ihr Fachwissen erfolgreich im Bereich der Druckgastechnik mit der Konstruktion des Atemschutzgeräts „Giersberg Modell 1901“ und des Sauerstoff-Inhalationsgeräts „Sauerstoff-Koffer“ (1902) auch für die medizinische Nutzbarmachung des Sauerstoffs ein. Auch auf dem Gebiet der Injektor-Technik hatten sie seit 1896 Erfahrung gesammelt, und eine selbstentwickelte Gasstrahlpumpe im Atemschutzgerät „Giersberg Modell 1901“ eingesetzt. Durch die Entwicklung ihrer Atemschutz- und Sauerstoff-Inhalationsgeräte hatten Heinrich und Bernhard Dräger enge Kontakte mit dem Rettungswesen vor allem des Bergbaus geknüpft und so Einblicke in die Belange des Rettungswesens gewonnen.

Diese Kontakte und das durch den Erfolg ihrer Rettungsgeräte bereits bestehende Vertrauen in die Fähigkeiten der Firma Dräger führten dazu, dass aus Kreisen des Grubenrettungswesens die Forderung nach einem automatischen Wiederbelebungsgerät an Heinrich und Bernhard Dräger herangetragen wurde. Der Bedarf nach einem solchen Beatmungsgerät war aus den großen Gasunfällen des Bergbaus entstanden. Bei diesen Katastrophen hatte sich gezeigt, dass die bisher angewandten manuellen Beatmungsmethoden nach Schäfer und Silvester dem Massenanfall von Verletzten mit häufig schweren Verletzungsmustern im Bereich von Armen und Brustkorb nicht gewachsen waren. Kurzum: Im Jahr 1907 gab es den Bedarf nach einem automatischen Beatmungsgerät im Rettungswesen und mit dem Kontakt zur Firma Dräger einen kompetenten Ansprechpartner, welcher die Voraussetzungen und das Know-how zur Entwicklung und Herstellung eines solchen Geräts besaß.

Die Idee zum Pulmotor-Prinzip stammt von Heinrich Dräger.

Anstoß zur Beschäftigung mit dem Thema der Wechseldruckbeatmung gab nach Heinrich Drägers eigenem Bekunden – neben den Forderungen aus dem Rettungswesen – ein Beatmungsgerät des Physiologen Nathan Zuntz, das

Heinrich Dräger 1906 auf einem Kongress in Berlin sah. Allerdings erfolgte die Wechseldruckbeatmung bei diesem Gerät noch mit einem Blasebalg.

Das von einigen Autoren, wie zum Beispiel von Elfriede Dräger in ihren „Lebenserinnerungen“, beschriebene Wiederbelebungsszenario an der Londoner Tower Bridge, welches Heinrich Dräger zur Entwicklung des Pulmotors inspiriert haben soll, wurde von ihm nie erwähnt.

Eine weitere und vielleicht noch entscheidendere Inspirationsquelle dürfte das „Wiederbelebungsgerät nach Dr. Brat“ gewesen sein. Dieses Gerät basierte auf dem 1905 von Heinrich Brat veröffentlichten „Sauerstoffatmungsapparat“ zur Unterstützung der Spontanatmung, konnte allerdings eine künstliche Wechseldruckbeatmung erzeugen.

Für die Vermutung, dass das Wiederbelebungsgerät nach Brat als Inspirationsquelle für den Pulmotor gedient haben könnte, sprechen mehrere Fakten:

Erstens sind bereits im Sauerstoffatmungsapparat von Brat Grundprinzipien des Pulmotors zumindest ansatzweise vorhanden. So wird auch hier die Energie zur Erzeugung des inspiratorischen Überdrucks aus einer mit Sauerstoff gefüllten Druckgasflasche gewonnen. Gleichzeitig ist der Sauerstoff auch das applizierte Medikament. Außerdem verwendet Brat für die Erzeugung des exspiratorischen Unterdrucks einen druckluftgetriebenen Injektor.

Auch die Idee einer automatischen Steuerung der Beatmungsphasen über ein Uhrwerk wird von Brat bereits beschrieben. Weiterhin dürfte Heinrich Dräger vom Sauerstoffatmungsapparat, spätestens aber vom Wiederbelebungsapparat nach Brat Kenntnis gehabt haben. So waren beide Apparate in Publikationen beschrieben oder zumindest ihr Prinzip erwähnt worden. Außerdem war der Wiederbelebungsapparat nach Brat zum Zeitpunkt der ersten Pulmotor-Skizzen vom September 1907 wahrscheinlich seit einem Jahr auf dem Markt und wurde bereits im Rettungswesen verwendet.

Spätestens durch seine engen Kontakte zum Rettungswesen dürfte Heinrich Dräger von diesem Brat-Apparat erfahren haben, zumal dieses Gerät deutlich revolutionärer war als der von Heinrich Dräger 1906 begutachtete Beatmungsapparat von Zuntz. Erstaunlicherweise findet der Brat-Apparat weder in den Dräger-Heften, noch in den Autobiografien der Familie Dräger als Inspirationsquelle Erwähnung.

Zudem wird als Entstehungsjahr des Bratschen Wiederbelebungsgeräts von Haase-Lampe, dem langjährigen Schriftleiter der Dräger-Hefte, in seinem „Handbuch für das Grubenrettungswesen“ das Jahr 1907 angegeben, was dem Entstehungsjahr des ersten Pulmotors entspricht. Allerdings lässt sich das Wiederbelebungsgerät von Brat bereits 1906 mit Foto im „Handbuch der Sauerstofftherapie“ von Max Michaelis nachweisen. Dass die Entstehung des Brat-Apparats von Haase-Lampe in seiner Publikation um ein Jahr nach hinten verschoben wurde mag Zufall sein. Es könnte allerdings auch Ausdruck einer starken Konkurrenz zwischen dem Brat-Apparat und dem Pulmotor sein. Die Firma Dräger sah im Brat-Apparat – dem in Bezug auf seine Leistungsfähigkeit der gleiche Stellenwert wie dem Pulmotor eingeräumt wurde – einen so ernstzunehmenden Konkurrenten, dass sie schließlich 1917 die Fabrikationsrechte an diesem Gerät erwarb und auf diese Weise den Konkurrenten des Pulmotors beseitigte.

Auch wenn sich wesentliche Konstruktionselemente des Brat-Apparats im Pulmotor wiederfinden lassen, kann von einem Plagiat des Brat-Apparats nicht die Rede sein. Die Konstruktion des Brat-Apparats war weit weniger ausgereift. So benötigte er zwei Druckgasflaschen, die getrennt für In- und Exspiration zuständig waren. Weiterhin wurde der Injektor im Brat-Apparat nur für die Saugphase verwendet, während der inspiratorische Überdruck direkt aus dem Reduzierventil der Sauerstoffflasche abgegriffen wurde. Nicht zuletzt fehlte ihm die Totraum einsparende Zweischlauch-Konstruktion des Serien-Pulmotors, da er nicht über dessen ausgefeilte ventilgesteuerte Luftführung verfügte. Weiterhin erfolgte der Einsatz von Konstruktionselementen wie dem Drucksauerstoff und dem Injektor im Pulmotor viel innovativer als im Brat-Apparat. Vor allem aber hob der automatische, druckgetriggerte Umschaltmechanismus den Pulmotor bei seiner Markteinführung von anderen Beatmungsgeräten aus seinem Umfeld ab und machte ihn zu einem leistungsfähigeren und einfacher zu bedienendem Gerät. Der Brat-Apparat dagegen blieb bis zu seinem Produktionsende ein rein handgesteuertes Gerät. Die für ihn vorgeschlagene automatische (Zeit-)Steuerung durch ein Uhrwerk wurde wahrscheinlich nie realisiert.

Die Entwicklung des Pulmotor Prototypen („Ur-Pulmotor“) war eine Einzelarbeit von Heinrich Dräger und erfolgte ohne dass Wissen Bernhard Drägers, der sich zu dieser Zeit auf Geschäftsreise in den USA befand. Auch den Ingenieuren der

Firma Dräger war das Konstruktionsprinzip dieses Geräts vor seiner Fertigstellung unbekannt. Dabei hatte Heinrich Dräger wahrscheinlich bereits bei Planungsbeginn ein klares Konzept über die grundlegende Konstruktion seiner Beatmungsmaschine im Kopf. Diese Vermutung belegen die ausgereiften Konstruktions-Skizzen zum Pulmotor-Prinzip, welche Dräger auf einer Englandreise im Spätsommer 1907 angefertigt hatte. Auch die kurze Herstellungszeit des Prototyps bis Ende September 1907 unterstützt diese Vermutung. Diese Beatmungsmaschine war also nicht das Ergebnis langwieriger Versuche nach dem Prinzip „Trial and Error“, was sich auch in dem fehlen von „Arbeitsmodellen“ oder sonstigen „Vorstufen“ des Ur-Pulmotors widerspiegelt. Erst die Weiterentwicklung des Prototyps zum marktreifen Serien-Modell war eine Gemeinschaftsarbeit, an der sich auch Bernhard Dräger und Oberingenieur Hans Schröder beteiligten. So geht auf Bernhard Dräger die Entwicklung der Ventileinheit des Serien-Modells zurück, während Hans Schröder für die Konstruktion der druckgetriggerten Steuereinheit verantwortlich war.

Weder die Entwicklung des Prototypen noch dessen Weiterentwicklung zum Serien-Modell können als planloses Konstruieren nach Gutdünken des medizinisch ungebildeten Ingenieurs bezeichnet werden. Beide Drägers hatten sich durch ihre Entwicklungsarbeiten im Bereich Gasschutz- und Sauerstoff-Inhalationsgeräte ein durchaus fundiertes Fachwissen angeeignet und wussten aus ihren Kontakten zum Rettungswesen, welche Anforderungen die Rettungspraxis an ein maschinelles Beatmungsgerät stellte. Gerade bei der Bestimmung der zur künstlichen Beatmung notwendigen Beatmungsdrücke wurde der Pulmotor in Zusammenarbeit mit dem Chirurgen Otto Roth gezielt anhand physiologischer Versuche zur Marktreife gebracht.

Allerdings finden sich widersprüchliche Angaben über die Beatmungsdrücke der ersten ab Ende 1908 ausgelieferten Geräte. Offiziell wird in den Dräger-Heften für die ersten Pulmotore eine Druck- und Saughöhe von + 20 und – 25 cm WS angegeben. Diese Angaben stammen aber nicht aus den Herstellungsjahren dieser Geräte, sondern finden sich frühestens ab 1913 in den Dräger-Heften. Die Pulmotor-Kataloge und Bedienungsanleitungen der ersten Herstellungsjahre geben selbst keine Auskunft über die angewendeten Beatmungsdrücke. Aus anderen Quellen, die im Rahmen des „Pulmotor-Streits“ Bedeutung erlangen, ergeben sich dagegen Hinweise, dass die anfänglich verwendeten

Beatmungsdrücke niedriger waren. So wurde in den vom Preußischen Kriegsministerium veranlassten Untersuchungen von Adolf Loewy und George Meyer aus dem Jahre 1913 ein „älterer Pulmotor“ erwähnt, der eine Druckhöhe von 16 cm WS und eine Saughöhe von 20 cm WS erreichte. Vor allem der Inspirationsdruck reichte in den Untersuchungen nicht immer für eine suffiziente Ventilation aus. Dementsprechend entstand aus den von Loewy und Meyer durchgeführten Untersuchungen die Forderung nach einer Erhöhung der Druck- und Saugwerte. Dräger selbst griff diesen Untersuchungsbericht auf und wies darauf hin, dass alle ab dem 25. Mai 1910 hergestellten Pulmotore höhere Saug- und Druckwerte von + 20 und – 25 cm WS erreichten.

Es ist also davon auszugehen, dass die ersten Pulmotor-Modelle bis Mai 1910 mit Druck- und Saugwerten von + 16 und – 20 cm WS ausgeliefert wurden. Dass Dräger für den Pulmotor bis 1910 rückwirkend höhere Beatmungsdrücke von +20/ -25 cm WS angibt, ist ein Vorgang, der von der sonst so genauen Berichterstattung in den Dräger-Heften abweicht. Dies legt die Vermutung nahe, dass die als zu niedrig kritisierten Beatmungsdrücke von +16/ -20 cm WS verschwiegen wurden, um den Pulmotor-Kritikern zu Zeiten des „Pulmotor-Streits“ keine zusätzliche Munition zu liefern.

Die Serien-Produktion des Pulmotors erfolgte über 70 Jahre von 1908 bis Mitte der 80er Jahre. In dieser Zeit wurde die ursprüngliche Konstruktion zweimal komplett überarbeitet, ohne jedoch dabei das Pulmotor-Prinzip zu verändern. Dadurch können 3 Entwicklungsphasen des Geräts unterschieden werden. Die erste „Generation“ des Pulmotors wurde von 1908 bis 1954 produziert und enthielt die mit einem Lederbalg ausgestattete Steuereinheit. Die zweite Generation basierte auf der Ersten Umschaltdose „M 6900“ und wurde von 1954 bis in die späten sechziger Jahre produziert. Die letzte Pulmotor-Generation basierte auf der zweiten Umschaltdose „M 16460“ und wurde bis Mitte der achtziger Jahre produziert. Dabei wurde sie ab 1976 schrittweise durch das Nachfolgemodell Oxylog ersetzt. Außerdem entstanden während der Produktionszeit des Pulmotors mehrere Sondermodelle, die für spezielle Beatmungsaufgaben konstruiert waren. Dazu gehörten neben einigen wahrscheinlich nicht gebauten Modellstudien vor allem die Geräte Poliomat, Pulmomat und die Baby-Pulmotor Reihe.

Die konstruktiven Änderungen am Pulmotor im Verlauf der über siebzigjährigen Serien-Produktion verliefen stets parallel zum allgemeinen Fortschritt auf dem

Gebiet der Beatmungsgeräte. So kann anhand der Veränderungen des Pulmotors die Entwicklung der allgemeinen Beatmungsgeschichte exemplarisch nachvollzogen werden.

Schon das erste Serien-Modell beinhaltete gleich mehrere Meilensteine der künstlichen apparativen Beatmung. Neben den bereits erwähnten, dem Pulmotor-Prinzip entstammenden Innovationen gehörten dazu die Totraumreduktion durch Trennung der Atemschläuche für In- und Exspiration und die kontrollierte Zuführung des Inspirationsgases im sogenannten halboffenen Beatmungssystem über eine Atemmaske. Zudem war der Pulmotor das erste Beatmungsgerät mit druckgesteuerter Beatmung.

Auch neue Erkenntnisse aus dem Bereich der Sauerstofftherapie spiegeln sich in der Pulmotor-Entwicklung wider, der im Verlauf der Modellreihen und Generationen eine steigende inspiratorische Sauerstoffkonzentration abgeben konnte. So wurde das erste Serien-Modell von 1908, dessen Inspirationsgas knappe 30% Sauerstoff enthielt, ab 1917 mit der Zusatzsauerstoff-Leitung für 49% Sauerstoff ausgestattet. Der Pulmotor der zweiten Generation von 1954 beatmete mit 40 bis 50% Sauerstoff, während die inspiratorische Sauerstoffkonzentration des Pulmotors der dritten Generation von 50% auf 100% umgeschaltet werden konnte.

Auch die Änderung des Atemzeitverhältnisses von 1:1 auf 1:2 (1934) spiegelt ebenso wie der Zusatz von Kohlendioxid zum Atemgas (1928-1954) den jeweiligen Erkenntnisstand des medizinischen Wissens wieder. Weitere Innovationen beziehen sich auf das gesteigerte Interesse des Rettungswesens an Maßnahmen des Airway-Managements (serienmäßig eingebaute, sauerstoffbetriebene Sekret-Absaugevorrichtung im Pulmotor 2. Generation) und die zunehmend aufkommende IPPV-Beatmung ohne Saugphase (Beatmungsventil zur Ausschaltung der Negativphase im Pulmotor 3. Generation).

Zudem spiegelt die Entwicklung des „Pulmomat“ und des „Poliomat“ im Jahre 1952 die damals zunehmende Nachfrage nach Geräten zur intraoperativen und stationären Beatmung wieder. Dabei konnte vor allem der Pulmomat mit innovativen Konzepten aufwarten. So war der Pulmomat eines der ersten automatischen Beatmungsgeräte mit einer druckgesteuerten, volumenkontrollierten Beatmung. Zudem markierte er den Wechsel vom halboffenen (Pulmotor) zum halbgeschlossenen Beatmungssystem (Pulmomat).

Auch Entwicklungen außerhalb der Überdruckbeatmung wie künstliche Beatmung durch Verschieben der Zwerchfellebene werden in der Entwicklungsgeschichte des Pulmotors aufgegriffen. Dazu gehören unter anderem die Patentanmeldungen für einen Pulmotor mit „Bauchglocke“ und einen Pulmotor mit „elektrischer Zwerchfellstimulation“.

Diese über die Jahre entstandenen Neuerungen der Pulmotor-Reihe verschaffen nicht nur einen Überblick über die historische Entwicklung der künstlichen apparativen Beatmung, sondern zeigen auch wie marktorientiert, quasi „am Puls der Zeit“, Dräger arbeitete. So erfolgte die Weiterentwicklung des Pulmotors in enger Anlehnung an Kundenwünsche und die Erfordernisse des Rettungsdienstes. Auch der aktuelle Stand der Wissenschaft wurde stets berücksichtigt. Gleichzeitig war Dräger in der Lage, in der laufenden Produktion direkt und schnell auf veränderte Anforderungen an den Pulmotor einzugehen. Auch wissenschaftlich fundierte Kritik im Rahmen des Pulmotor-Streits verstand die Firma Dräger in technische Weiterentwicklungen umzusetzen.

Auch bei der Entstehung der neuen Pulmotor-Generationen beobachtete Dräger Markt für Beatmungsgeräte genau und holte sich hier Denkanstöße. Dies zeigt vor allem die Entwicklung der Pulmotordose „M 6900“. Wie auch zuvor beim ersten Serien-Modell wurde Dräger bei der Entwicklung der ersten Pulmotordose von innovativen Ideen anderer Konstrukteure inspiriert. So zeigt diese Pulmotordose grundlegende Konstruktionsmerkmale einer bereits 1941 für den amerikanischen Erfinder John Emerson patentierten, injektorbetriebenen Umschaltvorrichtung. Zu diesen Merkmalen gehörte neben der äußeren Erscheinung die ventilgesteuerte Luftführung, deren druckgetriggerte Umschaltung über eine Gummimembran und ein federbelastetes Kniehebelwerk erfolgte. Interessanterweise holte sich Emerson für seine ab 1942 im sogenannten „Emerson Resuscitator“ vertriebene Umschaltvorrichtung selbst Anregungen vom ersten Serien-Modell des Pulmotors. Dies belegt die Tatsache, dass Emerson in seiner ersten Patentschrift zum „Emerson Resuscitator“ das amerikanische Patent für den Serienpulmotor von 1913 als Referenz und Vorlage angibt.

Unklar bleibt ob der aus Brasilien stammende Takaoka-Respirator, der in Deutschland in Konkurrenz zur Pulmotordose stand, einen Einfluss auf die Entwicklung der ersten Pulmotordose hatte. Zumindest der enge zeitliche Abstand zwischen der Vorstellung der ersten Version der Takaoka Umschaltvorrichtung

(1951) und der nach gleichem Funktionsprinzip arbeitenden Dräger-Umschaltdose (1952) legt diese Vermutung nahe. Einige Tatsachen lassen diesen Einfluss des Takaoka-Respirators allerdings unwahrscheinlich werden. So kam der Takaoka-Respirator erst 1955, also 1 Jahr nach Markteinführung des Pulmotormodells „PT 1“, am Menschen zum Einsatz. Zudem meldete Takaoka seine Umschaltvorrichtung erst 1957 in Brasilien zum Patent an, während die Patentanmeldung für die Dräger-Umschaltdose bereits 1952 erfolgt war. Diese verspätete Patentanmeldung durch Kentaro Takaoka könnte allerdings auch finanzielle Gründe gehabt haben. Gegen eine Beeinflussung der Pulmotordose durch die Takaoka-Umschaltvorrichtung spricht auch der Umstand, dass sich wesentliche Innovationen des Takaoka-Respirators wie die verbesserte Luftführung mit nur einer Ventilscheibe und der Einsatz von Magnetventilen nicht in der Konstruktion der Pulmotordose wiederfinden. Erst 1959 meldete Dräger selbst ein eigenes Magnetventil für die Umschaltvorrichtung zum Patent an, wobei das amerikanische Patent des Takaoka Respirators von 1957 als Referenz zitiert wurde.

Der Pulmotor reflektiert mit seiner langjährigen Produktionsgeschichte nicht nur die Fortschritte im Bereich der Überdruck-Beatmungsgeräte, sondern übte über seine verschiedenen Modellreihen auch selbst einen nachhaltigen Einfluss auf die Entwicklung der Überdruck-Beatmungsgeräte aus.

So verwenden auch heutige Notfall-Beatmungsgeräte wie zum Beispiel der Dräger „Oxylog“ oder der „Medumat“ der Firma Weinmann das Pulmotor-Prinzip der gleichzeitigen Nutzung von Drucksauerstoff als Antrieb und Medikament. Auch die Vermischung von Sauerstoff und Raumluft, meist „Air Mix“ genannt, erfolgt ebenso wie die Unterdruckerzeugung für Absaug-Vorrichtungen heute noch mit Hilfe eines Injektors.

Mit der Entwicklung der Geräte „Poliomat“ und „Pulmomat“, die auf der ersten Pulmotordose „M 6900“ basierten, weitete sich der Einfluss auf speziell für den intensivmedizinischen und den operativen Bereich konstruierte Geräte aus. Dabei beeinflusste gerade die teilweise Abkehr vom klassischen „Pulmotor-Prinzip“ bei den Geräten „Poliomat“ und „Pulmomat“ die Konzepte späterer Beatmungsgeräte.

Um im Rahmen der großen Polioepidemien den „Poliomat“ kostengünstig betreiben zu können, wurde von Dräger ein „Kompressor für Beatmungsgeräte“ entwickelt, der Raumluft zu Druckluft verdichtete und damit gleichzeitig drei

Poliomate betrieb. Hier erfolgte auch der Prinzipienwechsel: Antriebskraft und Therapeutikum wurden voneinander getrennt. Der Antrieb der Umschaltdosen erfolgte kostengünstig über verdichtete Raumluft, während Sauerstoff bei Bedarf über einen Anschluss an der Umschaltdose ohne weiteren Zweck als reines Therapeutikum extra zugeführt wurde. Zudem fügte Dräger diesem halboffenen Beatmungsgerät einen Atemluftanfeuchter hinzu. Beide Konzepte lassen sich noch heute in Intensivbeatmungsgeräten wiederfinden.
Auch die im Antriebs-Gaskreislaufs befindliche Umschaltdose des „Pulmomat“ wurde zur Kostenreduktion mit Druckluft betrieben, während dem zweiten, der Beatmung dienenden Gaskreislauf Sauerstoff und Narkosegase zugeführt wurden. Mit diesem Konzept schuf Dräger erstmals ein druckgesteuertes, volumenkontrolliertes Beatmungsgerät, mit dessen halbgeschlossenem Narkose-Kreissystem Sauerstoff und Narkosegase eingespart werden konnten. Hiermit erfolgte ein wichtiger Schritt vom reinen Notfallbeatmungsgerät hin zum Narkose-Beatmungsgerät, ein Konzept, an dem sich viele, dem „Pulmomat“ nachfolgende Narkose-Beatmungsgeräte orientierten.
Nicht zuletzt wurde die Entwicklung von speziellen Säuglings-Beatmungsgeräten durch die Pulmotor-Baureihen „Baby-Pulmotor“ und „Oxitherm“ vorangetrieben.

Der Pulmotor übte weiterhin auch einen großen Einfluss auf das nationale wie internationale Rettungswesen aus.
Dies lag unter anderem in dem enormen Bekanntheitsgrad und öffentlichen Ansehen begründet, welche der Pulmotor vor allem in Deutschland und den USA genoss. Auch Angriffe und Kritik, die aus Wissenschaftskreisen im Rahmen des „Pulmotor-Streits“ geäußert wurde, änderten nur wenig an dieser Beliebtheit. Bereits wenige Jahre nach Markteinführung war der Begriff „Pulmotor“ zu einem Synonym für die Wiederbelebung an sich und für Wiederbelebungsgeräte der unterschiedlichsten Art geworden. Dies galt selbst für Fachgremien und Kongresse des Rettungswesens. Auch für „Wiederbelebung“ in nichtmedizinischen Bereichen fand der Name „Pulmotor“ Verwendung („to be the Pulmotor of something“, verwendet zum Beispiel im Sinne von „die Wirtschaft wiederbeleben“ oder „diplomatische Beziehungen wiederbeleben“). Der Pulmotor war sicherlich das erste Beatmungsgerät überhaupt, das ein derartiges öffentliches Interesse auf sich zog. Erst die „Iron Lung“ erreichte wieder ein

ähnlich großes Interesse mit entsprechend tiefer Verankerung im Wortschatz der Bevölkerung.

Inwieweit der Pulmotor durch seine große Bekanntheit und Verbreitung das internationale Rettungswesen beeinflusste, verdeutlicht der in den 1910er bis 1940er Jahren ausgetragene, sogenannte „Pulmotor-Streit“. Dieser war Teil des seit Mitte des 19. Jahrhunderts schwelenden, allgemeinen Richtungsstreits im Rettungswesen, mit dem die Frage geklärt werden sollte, welche Methode der künstlichen Beatmung die beste Form der Wiederbelebung darstellte. Im Rahmen dieser nicht nur wissenschaftlich, sondern auch politisch und wirtschaftlich motivierten Kontroverse um das Beatmungskonzept des Pulmotors, führte die wissenschaftliche Beschäftigung mit diesem Beatmungsgerät zu neuen Erkenntnissen über die Wiederbelebung und künstliche Beatmung. In diesem Sinne illustrierte der Pulmotor-Streit in seinem Verlauf den zunehmenden Erkenntnisgewinn über die funktionellen Zusammenhänge zwischen Lunge, Herz und Kreislauf und über die Pathophysiologie des Scheintodes und trug wie auch der Pulmotor selbst maßgeblich zur Etablierung der künstlichen maschinellen Beatmung im medizinischen Notfall bei.

Der Pulmotor-Streit verdeutlicht auch die technologische Vorreiterstellung, die der Pulmotor auf dem Markt der Wiederbelebungs- bzw. Beatmungsgeräte über Jahrzehnte innehatte. So wurde der Pulmotor im Verlauf der Kontroverse mit verschiedenen Notfall-Beatmungsgeräten konfrontiert, die vom Pulmotor abweichende Konstruktionen aufwiesen und diesen nach Meinung ihrer Erfinder in den Punkten Konzept, Handling, Leistung und Sicherheit übertrafen. Wie im Kapitel „Pulmotor-Streit“ ausgeführt waren diese Behauptungen in keinem Fall begründet.

Hinter den Angriffen dieser Pulmotor-Konkurrenten verbargen sich hauptsächlich wirtschaftliche Interessen: der Absatz der eigenen Beatmungsgeräte sollte gesteigert werden. Dies lässt sich im Fall der Dräger-Konkurrenten Inhabad GmbH (Inhabad Wiederbeleber) und der Life Saving Devices Company (Lungmotor) problemlos nachvollziehen. Bei dem „Apparat für pharyngeale Insufflation“ von Meltzer und dem „H.-H. Inhalator“ von Henderson und Haggard wurde diese wirtschaftliche Motivation von den wissenschaftlichen Empfehlungen der jeweiligen Wiederbelebungskommissionen überdeckt, denen Meltzer, Henderson und Haggard angehörten.

Erst in den vierziger Jahren entstanden vor allem in den USA Notfall-Beatmungsgeräte wie der „E&J Resuscitator“, die das Konzept des Pulmotors übernahmen und diesem in ihrer Leistung ebenbürtig waren.
Die Kontroverse um den Pulmotor wurde nie endgültig abgeschlossen, flaute aber gegen Ende der 40er Jahre durch die zunehmende Etablierung der Über- und Wechseldruckbeatmung und das gleichzeitige Erscheinen besagter neuer Beatmungsgeräte ab.
Von historischer Bedeutung ist nicht nur der direkte Einfluss, den der Pulmotor als Beatmungsgerät auf das internationale Rettungswesen ausübte, sondern auch dessen indirekter Einfluss, der über die Marketingstrategien der Firma Dräger und ihr Engagement im Rettungswesen erfolgte.
So übte Dräger zum Beispiel durch Ausrüstung und medizinisch-technische Unterstützung der weltweit verbreiteten „Pulmotor-Stationen“ einen großen Einfluss auf das internationale Rettungswesen aus. Zu dieser Unterstützung zählte unter anderem die Aus- und Weiterbildung der Rettungsmannschaften am Pulmotor und in der allgemeinen Wiederbelebung. Auch wurden die Rettungsstationen mit technischem Know-how und neuesten medizinischen Erkenntnissen versorgt.
Zudem bemühte sich Dräger nachdrücklich um Rückmeldungen der Pulmotor-Stationen zu Einzelheiten ihrer Wiederbelebungseinsätze und gab dem Rettungswesen durch Statistiken und detaillierte Fallberichte wichtige Rückmeldungen zu seiner täglichen Rettungsarbeit. Auf diese Weise nahm Dräger Einfluss auf die Weiterentwicklung von Rettungstechniken, Behandlungsabläufen sowie notfallmedizinischem Equipment und Forschung.
Dieser direkte Informationsgewinn aus der Rettungspraxis war natürlich auch für die Firma Dräger selbst von Bedeutung, welche die von den Pulmotor-Stationen gemeldeten Kritikpunkte und Anregungen bei der Weiterentwicklung ihrer Seriengeräte berücksichtigen konnte.
Von zentraler Bedeutung für Einflussnahme Drägers und des Pulmotors auf das Rettungswesen waren die Gebrauchsanweisungen des Pulmotors, die für den erfolgreichen Gebrauch des Geräts und erstmals auch für die weltweite Verbreitung von „Reanimations-Algorithmen“ sorgten. Aufgrund der Tatsache, dass diese Algorithmen fortlaufend den neuesten medizinischen Erkenntnissen

angepasst wurden, war Dräger mit seinen Pulmotor-Gebrauchsanweisungen maßgeblich an der Etablierung eines Reanimations-Standards beteiligt.

Da das Beherrschen des Atemwegs Grundvoraussetzung für einen erfolgreichen Einsatz und damit den wirtschaftlichen Erfolg des Pulmotors war, machte Dräger das Airway-Management zu einem zentralen Thema in den Pulmotor-Gebrauchsanweisungen. Auf diese Weise macht sich Dräger auch um die Etablierung und Weiterentwicklung des Airway-Managements im nationalen wie internationalen Rettungswesen verdient.

Hervorzuheben ist in diesen Gebrauchsanweisungen der Handgriff nach Roth als zentraler Bestandteil des von Dräger propagierten Atemwegs-Managements. Mit diesem Handgriff kann die Wiederentdeckung und Wiederverbreitung des Jahrhunderte alten Speiseröhren- oder Cricoiddrucks von 1961 (Sellick's Manoeuvre) auf 1911 vorverlegt und dem Lübecker Chirurgen Otto Roth zugeschrieben werden. Zudem weisen die Pulmotor-Gebrauchsanweisungen eine über fünfzigjährige Verbreitung des Roth-Handgriffs im deutschen und internationalen Rettungswesen aus.

Allerdings muss auch darauf hingewiesen werden, dass sich Dräger der historischen Bedeutung des Roth-Handgriffs nicht bewusst war. So wurde der vermeintlichen „Wiederentdeckung" des Cricoiddrucks durch Sellick nie widersprochen. Zufälligerweise wurde der Roth-Handgriff sogar ab 1961 – dem Jahr, in dem Sellick seinen „cricoid pressure" vorstellte – nicht mehr in den Pulmotor-Bedienungsanleitungen erwähnt. Ein kausaler Zusammenhang zwischen diesen beiden Ereignissen besteht allerdings nicht. Viel mehr verzichtete Dräger auf die weitere Empfehlung des Roth-Handgriffs, da sie von 1961 an zur Aspirationsprophylaxe primär auf die neu eingeführte „stabile Seitenlage" als zusätzliche Maßnahme des Airway-Managements setzten und der Roth-Handgriff somit unnötig wurde.

V Zusammenfassung

Zielsetzung dieser Arbeit war es einen Überblick über die Geschichte des Pulmotors, seine Entstehung und Modellentwicklung, zu geben und eine Einordnung in den medizinhistorischen und medizintechnischen Kontext vorzunehmen. Dabei wurden die Bedeutung des Pulmotors für die Entwicklung automatischer Beatmungsgeräte und sein Einfluss auf das nationale wie internationale Rettungswesen herausgearbeitet.
Zu diesem Zweck erfolgten Recherchen in den Archiven der Drägerwerk AG in Lübeck sowie eine Aufarbeitung der zeitgenössischen wissenschaftlichen Literatur.

Anhand eines Überblicks über die Geschichte der künstlichen Beatmungsmethoden wurde herausgearbeitet, dass der 1907 entwickelte Pulmotor das erste automatisch arbeitende, das erste druckgesteuerte, das erste massenproduzierte sowie das erste weltweit vertriebene Notfallbeatmungsgerät war.
Die durch den Pulmotor begründeten Innovationen beinhalteten die Verwendung von Drucksauerstoff als einzige Energiequelle und gleichzeitig als Medikament, die Erzeugung der Wechseldruckbeatmung mit einem Injektor (Venturi Prinzip) ohne Zuhilfenahme von Luftpumpen und die selbsttätige Steuerung der Beatmungsphasen durch einen druckgetriggerten Umschaltmechanismus.
Der Pulmotor war ein kommerziell äußerst erfolgreiches Beatmungsgerät und zeigte sich den konkurrierenden Beatmungsverfahren medizinisch und technologisch überlegen. Dabei reflektieren die konstruktiven Änderungen des Geräts in seiner über siebzigjährigen Produktionsgeschichte (1908 bis Mitte der 1980er Jahre) nicht nur die Fortschritte im Bereich der Überdruck-Beatmungsgeräte, sondern seine verschiedenen Modellreihen übten auch selbst nachhaltigen Einfluss auf die Entwicklung der Überdruck-Beatmungsgeräte im Rettungswesen, im operativen Bereich sowie in der Intensivmedizin aus.
Auch in der Öffentlichkeit genoss der Pulmotor hohes Ansehen und einen großen Bekanntheitsgrad, der dazu führte, dass sich der Begriff „Pulmotor“ als Synonym für Wiederbelebung tief im Wortschatz der Bevölkerung verankerte.

Aufgrund seiner Verbreitung war der Pulmotor zudem Vorreiter im allgemeinen Richtungsstreit des Rettungswesens um die beste Notfall-Beatmungsmethode. Im Rahmen dieses „Pulmotor-Streits“ führte die wissenschaftliche Beschäftigung mit dem Gerät zu neuen medizinischen Erkenntnissen. So trugen Pulmotor und Pulmotor-Streit maßgeblich zur Etablierung der maschinellen Beatmung im medizinischen Notfall bei.

Nicht zuletzt übte der Pulmotor einen nachhaltigen Einfluss auf das nationale und internationale Rettungswesen aus. Dieser Einfluss äußerte sich neben dem weltweiten Einsatz des Geräts unter anderem in der regelmäßigen Versorgung der Pulmotor-Rettungsstationen mit technischem Know-how und neuesten medizinischen Erkenntnissen, in der statistischen Aufarbeitung von Pulmotor-Einsätzen und auch in der Ausbildung der Rettungsmannschaften.

Größten Einfluss übten die in Umfang und Qualität den heutigen Reanimations-Algorithmen vergleichbaren Pulmotor-Gebrauchsanweisungen aus, die durch ihre kontinuierliche Überarbeitung und Verbreitung für die Etablierung eines Reanimations-Standards im Rettungswesen sorgten. Zudem war Dräger mit den Pulmotor-Gebrauchsanweisungen maßgeblich an der Einführung des modernen Airway-Managements beteiligt. In diesem Zusammenhang ist die Empfehlung des Handgriffs nach Roth in den Gebrauchsanweisungen hervorzuheben. Damit kann die „Wiederentdeckung“ des Cricoiddrucks dem Briten Brian Sellick (Sellick’s Manoeuvre, 1961) abgesprochen und dem Lübecker Chirurgen Otto Roth (Rothscher Handgriff, 1911) zugeschrieben werden.

VI Literaturverzeichnis[215]

1. Abdulla W: Akutes respiratorisches Versagen. In: Abdulla W (Hrsg.): Interdisziplinäre Intensivmedizin. 3. Auflage, 556-561, Urban & Fischer, München, 2007
2. Academicus Curiosus: Die Kunst Ertrunkene wieder zu erwecken. Oder ein erneuter und erläuterter Abdruck des im Elsaß herausgegebenen öffentlichen Berichts, wie denjenigen Personen, welche im Wasser verunglückt, und für kurze Zeit vertrunken, hülfliche Hand zu leisten sey; und auf was Art man sich bemühen müsse, solche wiederum zu ermuntern. Braunschweig, 1742
3. Ackerknecht EH, Murken AH: Geschichte der Medizin. 7. Auflage, Enke Verlag, Stuttgart, 1992
4. Ahnefeld FW, Brandt L: Die historischen Fundamente der Notfallmedizin. Notfall & Rettungsmed 5, 607-612 (2002)
5. Alzaga AG, Varon J, Baskett PJF: Charles Kite: The clinical epidemiology of sudden cardiac death and the origin of the early defibrillator. Resuscitation 64, 7-12 (2005)
6. Andersen EW, Ibsen B: The anaesthetic management of patients with poliomyelitis and respiratory paralysis. BMJ 1, 786–788 (1954)
7. Anschütz F, Deubel B, Drube Ch, Seusing J: Tierexperimentelle Untersuchungen über die Kreislaufwirkung verschiedener künstlicher Beatmungsmethoden bei nicht eröffnetem Thorax. Z Gesamte Exp Med 125, 314-322 (1955)
8. Anschütz F, Deubel B, Drube Ch, Seusing J: Über die Bedeutung des intrapulmonalen Druckes bei der endotrachealen Beatmung. Anaesthesist 4, 72-75 (1955)
9. Astrup P, Gøtzche H, Neukirch F: Laboratory investigations during treatment of patients with poliomyelitis and respiratory paralysis, BMJ 1, 780–786 (1954)

[215] Im nachfolgenden Literaturverzeichnis werden einzelne medizinische Zeitschriften an mehreren Stellen in uneinheitlicher Weise abgekürzt. Diese Abkürzungen – nach „Index Medicus“ – sind historisch bedingt und entsprechen unterschiedlichen Jahrgängen der jeweiligen Zeitschriften.

10. Autorenkollektiv: Heister. Meyers Großes Konversations-Lexikon. Band 9, 6. Auflage, 118, Verlag des Bibliographischen Instituts, Leipzig, 1907
11. Autorenkollektiv: Injektor. Meyers Konversationslexikon. Band 8, 4. Auflage, 957-958, Verlag des Bibliographischen Instituts, Leipzig, 1885-1892
12. Autorenkollektiv: Leidener Flasche. Meyers Konversationslexikon. Band 10, 4. Auflage, 652-654, Verlag des Bibliographischen Instituts, Leipzig, 1885-1892
13. Autorenkollektiv: Scheintod. Brockhaus' Kleines Konversations-Lexikon. Band 2, 5. Auflage, 625, Verlag des Bibliographischen Instituts, F. A. Brockhaus, Leipzig, 1911
14. Autorenkollektiv: Strahlapparate. Meyers Konversationslexikon. Band 15, 4. Auflage, 366-367, Verlag des Bibliographischen Instituts, Leipzig, 1885-1892
15. Aziz E, Nathan B, McKeever J: Anesthetic and analgesic practices in Avicenna's Canon of Medicine. Am J Chin Med 28, 147–151 (2000)
16. Bahns E: Die Evolution der Beatmung - vom Pulmotor zur Evita. Drägerwerk AG, Lübeck, 1997
17. Bahns E: Mit dem Pulmotor fing es an. Hundert Jahre maschinelle Beatmung. Dräger Medical AG, Lübeck, 2007
18. Bahr J, Ahrens P, Kettler D: Georg-August-Universität Göttingen, Zentrum Anaesthesiologie, Rettungs- und Intensivmedizin. In: Schüttler J (Hrsg.): 50 Jahre Deutsche Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin. Tradition & Innovation. 410-411, Springer, Berlin, 2003
19. Baker AB: Artificial respiration, the history of an idea. Med Hist 15, 336-351 (1971)
20. Barclay WR: Morris Fishbein, MD – 1889-1976. Editor of JAMA 1924-1950. JAMA 236, 2212 (1976)
21. Bartels I: Die Geschichte der Mund-zu-Mund-Beatmung. Diss. Med. Düsseldorf, 1967
22. Baskett PJF, Baskett TF: Resuscitation Great. Brian Sellick, Cricoid Pressure and the Sellick Manoeuvre. Resuscitation 61, 5-7 (2004)
23. Baskett PJF: JD Herholdt and CG Rafn: two unsung heroes from Denmark. Resuscitation 58, 283-288 (2003)

24. Baskett TF: Arthur Guedel and the oropharyngeal airway. Resuscitation 63, 3-5 (2004)
25. Baskett TF: Benjamin Howard and the direkt method of artificial respiration. Resuscitation 72, 189-192 (2007)
26. Baskett TF: Eve's rocking method of artificial respiration. Resuscitation 65, 245-247 (2005)
27. Baskett TF: Joseph O'Dwyer and laryngeal intubation for croup. Resuscitation 74, 211-214 (2007)
28. Baskett TF: Marshall Hall and his ready method of resuscitation. Resuscitation 57, 227-230 (2003)
29. Baskett TF: Silvester's technique of artificial respiration. Resuscitation 74, 8-10 (2007)
30. Bause GS: The Infant Lungmotor. Anesthesiology 111, 371 (2009)
31. Bernt J: Vorlesungen über die Rettungsmittel beym Scheintode und in plötzlichen Lebensgefahren. Wien, 1819
32. Birch T: The history of the Royal Society of London for improving of natural knowledge, from its first rise. 433, A. Millar, London, 1756
33. Blauhorn: Dampfstrahlpumpen. In: Röll V (Hrsg.): Enzyklopädie des Eisenbahnwesens. Band 3, 2. Auflage, 248-252, Urban & Schwarzenberg, Berlin, 1912
34. Böhm R: Über Wiederbelebung nach Vergiftungen und Asphyxia. Arch Exp Pathol Pharm 8, 68 (1878)
35. Böttcher D, Mlynek K, Röhrbein W, Thielen H: Hannoversches biographisches Lexikon: Von den Anfängen bis in die Gegenwart. Schlütersche Verlagsgesellschaft, Hannover, 2002
36. Bragg WH: Correspondence. Bragg-Paul Pulsator. BMJ 2, 254 (1938)
37. Brandt L: Die Anästhesie in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts. In: Brandt L (Hrsg.): Illustrierte Geschichte der Anästhesie. 163-169, Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart, 1997
38. Brandt L: Die Anästhesie in der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts. In: Brandt L (Hrsg.): Illustrierte Geschichte der Anästhesie. 176-220, Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart, 1997

39. Brat H, Schmieden V: Zur Theorie und Praxis des Druckdifferenzverfahrens. (Ueberdruck–Unterdruckverfahren und künstliche Atmung). Munch Med Wochenschr 47, 2421-2425 (1908)
40. Brat H: Therapeutische Neuigkeiten. Ueber einen neuen Sauerstoffatmungsapparat. Dtsch Med Wochenschr 15, 594-596 (1905)
41. Broomhead CJ, Dilkes MG, Monks PS: Use of the Hayek oscillator in a case of failed fibreoptic intubation. Br J Anaesth 74, 720-721 (1995)
42. Brown TM, Fee E: Walter Bradford Cannon. Pioneer Physiologist of Human Emotions. Am J Public Health 92, 1594-1595 (2009)
43. Brüner H, Hörnicke H, Stoffregen J: Durchblutungsmessungen an einzelnen Lungenlappen bei einphasischer und Wechseldruck-Beatmung. Anaesthesist 4, 43-45 (1955)
44. Bruns O, Rhaesa P: Kritische Untersuchungen über die Größe des Luftwechsels bei künstlicher Atmung, Lung 50, 6-20 (1922)
45. Bruns O, Schmidt H: Wie wirken die verschiedenen maschinellen Wiederbelebungsmethoden auf Kreislauf und Lunge? Med Klin 38, 1136-1146 (1921)
46. Bruns O: Über die Wiederbelebung durch künstliche Atmung. Klin Wochenschr 6, 1548-1552 (1927)
47. Bruns O: Über Scheintod und Wiederbelebung. Drägerhefte 202, 4174-4181 (1939)
48. Bruns O: Wiederbelebung durch künstliche Atmung. Draeger-Hefte 203, 4234-4237 (1939)
49. Bruns O: Zur Frage der Brauchbarkeit der Pulmotorbeatmung im Dienste der Wiederbelebung. Kali 24, 368-369 (1924)
50. Bunka H: Theorie und Praxis der Asphysiebehandlung mit dem Baby-Pulmotor. Geburtshilfe Frauenheilkd 11, 177-184 (1951)
51. Burstall AF: New type of “jacket” respirator for the treatment of poliomyelitis. BMJ 2, 611-612 (1938)
52. Cannon WB, Crile GW, Erlanger J, Henderson Y, Meltzer ST: Report of the Committee on Resuscitation from Mine Gases. United States Department of the Interior, Bureau of Mines, Technical Paper 77, 1-36, Government Printing Office, Washington, 1914

53. Carter HA: E & J Resuscitator, Inhalator, Aspirator (Fox Model) acceptable. JAMA 121, 1219 (1943)
54. Carter HA: Emerson Resuscitator hospital and portable models acceptable. JAMA 119, 414 (1942)
55. Carter HA: The H-H Inhalator Acceptable. JAMA 98, 1807 (1942)
56. Cathcart CS: Paper presented by Lord Cathcart and referred to in the preceding Minute. 33-45, Board of Police of Scotland, Edinburgh, 1774
http://special.lib.gla.ac.uk/teach/Cullen/letter.html
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)
57. Cathcart Lord CS: Extract from the Journals of the Board of Police, concerning recovery of persons drowned and seemingly dead. 29-31, Board of Police of Scotland, Edinburgh, 1774
http://special.lib.gla.ac.uk/teach/Cullen/letter.html
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)
58. Chamberlain D: Never quite there: a tale of resuscitation medicine. Resuscitation 60, 3-11 (2004)
59. Chameides L: Resuscitation: A historical overview. NRP Instructor Update 7, (1998)
http://www.aap.org/nrp/DOCS/historical_overview_nrp.doc
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)
60. Chaturvedi RK, Zidulka AA, Goldberg P, Varennes B, Iqbal S, Rahme E, Lachapelle K: Use of Negative Extrathoracic Pressure to Improve Hemodynamics After Cardiac Surgery. Ann Thorac Surg 85, 1355-1360 (2008)
61. Chen K, Sternbach GL, Fromm RE Jr, Varon J: Mechanical ventilation: past and present. J Emerg Med 16, 453-460 (1998)
62. Cooper JA, Cooper JD, Cooper JM: Cardiopulmonary Resuscitation, History, Current practice, and Future Direction. Circulation 114, 2839-2849 (2006)
63. Corrado A, Gorini M, Villella G, De Paola E: Negative pressure ventilation in the treatment of acute respiratory failure: an old noninvasive technique reconsidered. Eur Respir J 9, 1531–1544 (1996)
64. Corrado A, Gorini M: Negative-pressure ventilation: is there still a role? Eur Respir J 20, 187–197 (2002)

65. Creasey G, Elefteriades J, DiMarco A, Talonen P, Bijak M, Girsch W, Kantor C: Electrical stimulation to restore respiration. J Rehabil Res Dev 33, 123-132 (1996)
66. Crocker FB: THE SUBWAY ACCIDENT. Teaches the Need of Fireproof Insulating Material. NY Times Jan 31, X1 (1915)
67. Cullen WA: A letter to Lord Cathcart, president of the Board of Police in Scotland, concerning the recovery of persons drowned and seemingly dead. 1-27, Murray J, London, 1776
http://special.lib.gla.ac.uk/teach/Cullen/letter.html
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)
68. Dalziel J: On sleep and an apparatus for promoting artificial respiration. Br Assoc Advancement Sci 2, 127–134 (1838)
69. DeBard ML: The History of Cardiopulmonary Resuscitation. Ann Emerg Med 9, 273-275 (1980)
70. Dessecker C, Steinhausen W: Über die Anwendung des Armplethysmographen zur Prüfung des Einflusses der Atmung auf den Kreislauf. Pflugers Arch 202, 168-174 (1924)
71. Dobkin AB: The Takaoka Respirator For Automatic Ventilation Of The Lungs. Can Anaes Soc J 8, 556-560 (1961)
72. Doe OW: Apparatus for resuscitating asphyxiated children. Boston Med Surg J 120, 9–17 (1889)
73. Dönhardt A: Beatmung mit der Eisernen Lunge. In: Lawin P, Peter K, Scherer R: Maschinelle Beatmung gestern – heute – morgen. Intensivmed Notfallmed Anästhesiol 48, 20-27, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1984
74. Dönhardt A: Künstliche Dauerbeatmung. Springer Verlag, Berlin Göttingen Heidelberg, 1955
75. Dräger AB: Vorrichtung zur Erzeugung künstlicher Atmung. Deutsches Reichspatent Nr. 336835; patentiert 11.04.1916
76. Dräger AB: Vorrichtung zur Wiederbelebung Scheintoter durch künstliche Atmung. Deutsches Patent Nr. 384245; patentiert 06.05.1922
77. Dräger AB: Vorrichtung zur Wiederbelebung Scheintoter durch künstliche Atmung. Deutsches Patent Nr. 386165; patentiert 11.04.1922

78. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.01-550. Drägerwerk (Hrsg.): Für die Notfall-Medizin: Einbaugeräte für Kranken-, Rettungs- und Notarztwagen. Prospekt 5510, Drägerwerk, Lübeck, 1978
79. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.01-550. Drägerwerk (Hrsg.): Moderne Wiederbelebungsgeräte für die erste Hilfe. Prospekt 5501, Drägerwerk, Lübeck, 1960
80. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.01-550. Eicke U: Die Wiederbelebung. Schriftstück/Broschüre S 550, Drägerwerk, Lübeck, 1960
81. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.01-550. Drägerwerk (Hrsg.): Oxator® zur künstlichen Beatmung, Prospekt 24-1/M, Drägerwerk, Lübeck, 1952
82. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.01-550. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmomat® zur künstlichen Beatmung, Prospekt 57-21/M, Drägerwerk, Lübeck, 1952
83. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.01–550. Drägerwerk (Hrsg.): Dräger-Wiederbelebungs-Geräte. D.R.P. und Auslandspatente. D.R.G. Sammelliste W, Drägerwerk, Lübeck, 1927
84. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.03–552. Drägerwerk (Hrsg.): Dräger's Pulmotor. Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine für künstliche Atmung kombiniert mit einem Apparat für gewöhnliche Sauerstoff-Inhalation. D.R. -Patent. Katalog W^{II}, 1909
85. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.03–552. Drägerwerk (Hrsg.): Dräger's Pulmotor. Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine für künstliche Atmung kombiniert mit einem Apparat für gewöhnliche Sauerstoff-Inhalation. D.R. -Patent. Katalog W^{II}, 1910
86. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.03–552. Sauerstoff-Centrale Berlin (Hrsg.): Automatische durchgreifende Lungen-Ventilation u. Sauerstoffatmung durch Drägers Pulmotor, das zuverlässige Wiederbelebungsmittel auf der Rettungsstation, im Operations- und Krankenzimmer. Katalog, Druckerei für Bibliophilen, Berlin, 1911

87. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.03–552. Drägerwerk (Hrsg.): Gebrauchsanweisung zum Pulmotor. Gebrauchsanweisung, Drägerwerk, Lübeck, 1909
88. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.03–552. Drägerwerk (Hrsg.): Gebrauchsanweisung zum Pulmotor. Kurzanweisung, Drägerwerk, Lübeck, 1910
89. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.04–552. Drägerwerk (Hrsg.): Dräger-Pulmotor. Modell 1928. D.R.P. und Auslandspatente. Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungs-Maschine für künstliche Atmung, verbunden mit Geräten für Kohlensäure-Zusatz und für gewöhnliche Sauerstoff-Inhalation. Katalog W^{II}, Drägerwerk, Lübeck, 1928
90. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.04–552. Drägerwerk (Hrsg.): Feld-Anweisung W. Wiederbelebung durch Sauerstoff und künstliche Atmung. Drägerwerk, Lübeck, 1916
91. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.04–552. Drägerwerk (Hrsg.): Drägers Pulmotor mit Gebrauchsanweisung nach Prof. Dr. med. Roth. D.R.P. und Auslandspatente. Katalog W^{II}, 1918
92. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.04–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor. Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungs-Maschine für künstliche Atmung, verbunden mit Apparaten für gewöhnliche Sauerstoff-Inhalation und für Kohlensäurezusatz. D.R.P. und Auslandspatente. Gebrauchsanweisung nach Prof. Dr. Roth. Drägerwerk, Lübeck, 1929
93. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.04–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor. Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine für künstliche Atmung, verbunden mit einem Apparat für gewöhnliche Sauerstoff-Inhalation. D.R.P. und Auslandspatente. Gebrauchsanweisung nach Professor Dr. Roth, 1917
94. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.04–552. Drägerwerk (Hrsg.): Dräger-Hand-Pulmotor. Sauerstoff-Wiederbelebungsgerät für künstliche Atmung und einfache Sauerstoff-Einatmung. D.R.P. und Auslands-Patente. Katalog W^{III}, 1917

95. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05-552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor® zur künstlichen Beatmung. Prospekt 5520, Drägerwerk, Lübeck, 1966
96. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05-552. Drägerwerk (Hrsg.): Feldgerät, künstliche Beatmung, automatisch (Pulmotor). Anweisungen für den Gebrauch. Gebrauchsanweisung Y 003, Drägerwerk, Lübeck, 1963
97. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05–552. Drägerwerk (Hrsg.): Dräger-Pulmotor. Modell 40. D.R.P. und Auslandspatente. Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine für künstliche Atmung, verbunden mit Geräten für Kohlensäure-Zusatz und für gewöhnliche Sauerstoff-Inhalation. Liste W^{II}, Drägerwerk, Lübeck, 1942
98. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor. Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine mit und ohne Kohlensäure-Zusatz für künstliche Atmung und für gewöhnliche Sauerstoff-Inhalation. D.R.P. Gebrauchsanweisung, Drägerwerk, Lübeck, 1941
99. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor. Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine mit und ohne Kohlensäure-Zusatz für künstliche Atmung und für Sauerstoff-Inhalation. Anweisungen für den Gebrauch 15-G1/M, Drägerwerk, Lübeck, 1953
100. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor. Prospekt 15-7/M, Drägerwerk, Lübeck, 1955
101. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor - Anweisungen für den Gebrauch. Gebrauchsanweisung G 5520, Drägerwerk, Lübeck, 1960
102. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor - Anweisungen für den Gebrauch. Gebrauchsanweisung G 5520, Drägerwerk, Lübeck, 1962
103. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor. Prospekt 15-7/M, Drägerwerk, Lübeck, 1954
104. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor. D.R.P. Dräger-Sauerstoff-

Wiederbelebungsmaschine für künstliche Atmung, verbunden mit Geräten für Kohlensäurezusatz und für inhalatorische Sauerstoffzufuhr. Werbeblatt W^{II}, Drägerwerk, Lübeck, 1942

105. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.05–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor. Sauerstoff-Wiederbelebungsgerät für künstliche Atmung. Prospekt 15-1/M, Drägerwerk, Lübeck, 1953
106. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotore® zur künstlichen Beatmung. Prospekt 5520, Drägerwerk, Lübeck, 1974
107. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-552. Drägerwerk (Hrsg.): Gebrauchsanweisung Pulmotore®. Gebrauchsanweisung 5520, Drägerwerk, Lübeck, 1974
108. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-552. Drägerwerk (Hrsg.): Betriebsanleitung Krankenwagen-Pulmotor®. Drägerwerk, Lübeck, nicht datiert
109. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-552. Drägerwerk (Hrsg.): Dräger Pulmotordose (System Seeler). Prospekt S 6181, Drägerwerk, Lübeck, 1958
110. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-553. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor für Neugeborene (Koffergerät) Modell M 7240, Anweisungen für den Gebrauch. Gebrauchsanweisung 15-G 4/M, Drägerwerk, Lübeck, 1955
111. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-553. Drägerwerk (Hrsg.): Baby-Pulmotor. Prospekt 15-S 5/M, Drägerwerk, Lübeck, 1954
112. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-553. Drägerwerk (Hrsg.): Baby-Pulmotor nach Dr. Peters, Oxitherm, Geräte zur Behandlung asphyktisch Neugeborener. Prospekt P/ GB 5530, Drägerwerk, Lübeck, 1965
113. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-553. Drägerwerk (Hrsg.): »Oxitherm«, Gerät zur Beatmung Neugeborener. Gebrauchsanweisung 15-G 41/M, Drägerwerk, Lübeck, 1955

114. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-553. Drägerwerk (Hrsg.): Baby-Pulmotor® nach Dr. F. Peters. Prospekt/ Gebrauchsanweisung 5532, Drägerwerk, Lübeck, 1967
115. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-553. Drägerwerk (Hrsg.): Baby-Pulmotor® nach Dr. F. Peters. Prospekt/ Gebrauchsanweisung 5532, Drägerwerk, Lübeck, 1971
116. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-553. Drägerwerk (Hrsg.): Oxitherm®, Gerät zur Behandlung asphyktisch Neugeborener. Prospekt/ Gebrauchsanweisung 5533, Drägerwerk, Lübeck, 1971
117. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06-552. Drägerwerk (Hrsg.): Technische Dienstanleitung für Feldgerät, künstliche Beatmung, automatisch, Drägerwerk, Lübeck, 1965
118. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06–553. Drägerwerk (Hrsg.): Hand-Pulmotor mit Kohlensäure-Zusatz zur Behandlung Neugeborener. Entwurf für Prospekt 15-438/M, Drägerwerk, Lübeck, 1948
119. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06–553. Drägerwerk (Hrsg.): Wiederbelebungs-Apparat mit Kohlensäure-Zusatz zur Behandlung Neugeborener. Prospekt 15-438/M, Drägerwerk, Lübeck, 1951
120. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.06–552. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotore® zur künstlichen Beatmung. Prospekt 5520, Drägerwerk, Lübeck, 1974
121. Dräger Archiv. Fundstellensignatur: Gerätearchiv, Ordner 55.09-559. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor®-Prüfgerät zur Kontrolle der Pulmotor®-Umschaltdosen M 6900 und M 16460. Prospekt 5591, Drägerwerk, Lübeck, 1978
122. Dräger B, Michaelis L: Vorrichtung zum Athmen in mit Rauch oder schädlichen Gasen erfüllten Räumen. Deutsches Reichspatent Nr. 132021; patentiert 03.04.1901
123. Dräger B: Beatmungsgerät mit einem Außenluft ansaugenden Injektor. Deutsches Patent Nr. 1273133; eingereicht 22.11.1965; patentiert 18.07.1968

124. Dräger B: Beatmungsgerät. Deutsches Patent Nr. 1271900; eingereicht 17.01.1964; patentiert 04.07.1968
125. Dräger B: Einrichtung zur Wiederbelebung Scheintoter durch künstliche Atmung. Deutsches Reichspatent Nr. 588091; patentiert 20.09.1930
126. Dräger B: Gerät zur künstlichen Beatmung, Inhalation, Narkose usw. Deutsches Patent Nr. 1169615; eingereicht 27.08.1954; patentiert 06.05.1964
127. Dräger B: Vorrichtung zur künstlichen Beatmung, vorzugsweise für Narkosezwecke. Deutsches Patent Nr. 929637; eingereicht 11.11.1954; patentiert 02.06.1955
128. Dräger B: Vorrichtung zur künstlichen Beatmung. Deutsches Patent Nr. 916727; patentiert 08.03.1952
129. Dräger B: Vorrichtung zur Wiederbelebung Scheintoter durch künstliche Atmung. Deutsches Reichspatent Nr. 630029; patentiert 09.06.1934
130. Dräger E, Dräger L (Hrsg.): Lebenserinnerungen von Elfriede Dräger. 1. Auflage, Graphische Werkstätten, Lübeck, 1990
131. Dräger H, Dräger B: Atmungsmaske für künstliche Atmung oder Sauerstoff-Inhalation mittels eines Atmungsapparates. Deutsches Reichspatent Nr. 211928; patentiert 01.07.1908
132. Dräger H, Dräger B: Atmungsvorrichtung. Deutsches Reichspatent Nr. 309258; patentiert 23.12.1917
133. Dräger H, Dräger B: Verfahren und Vorrichtung zum selbsttätigen Umsteuern der Luft-, Druck- und Saugperioden von Apparaten zur künstlichen Atmung. Deutsches Reichspatent Nr. 209287; patentiert 22.04.1908
134. Dräger H, Dräger B: Vorrichtung zum Anschließen von für Atmungszwecke dienenden Gesichtsmasken an die menschlichen Atmungsorgane. Deutsches Reichspatent Nr. 223220; patentiert 10.02.1909
135. Dräger H, Dräger B: Vorrichtung zur Erzeugung künstlicher Atmung. Deutsches Reichspatent Nr. 211138, patentiert 06.10.1907
136. Dräger H, Dräger B: Vorrichtung zur Erzeugung künstlicher Atmung. Deutsches Reichspatent Nr. 291005; patentiert 31.10.1912
137. Dräger H: Das Werden des Pulmotors. Draeger-Hefte 57/58, 495-497 (1917)

138. Dräger H: Lebenserinnerungen von Heinrich Dräger, Alfred Jansen, Hamburg, 1917 (Erstdruck: 1914)
139. Dräger JH, Dräger AB: Improvements in Apparatus for Artificial Breathing and Method for Reversing the Action in such Apparatus. Englisches Patent Nr. 20182; eingereicht 25.09.1908; patentiert 08.04.1909
140. Drägerwerk (Hrsg.): Beatmungsgerät Oxylog®. Preisliste 5503.1, Drägerwerk AG, Lübeck, 1983
141. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotor®. Preisliste 5520, Drägerwerk AG, Lübeck, 1983
142. Drägerwerk (Hrsg.): Pulmotore® von Dräger. Die Beatmungsautomaten für die Wiederbelebung. Prospekt 5520, Drägerwerk AG, Lübeck, 1981
143. Drägerwerk (Hrsg.): Winke und Ratschläge. Draeger-Hefte 77, 774 (1921)
144. Drinker P, McKhann CF: The Use of a New Apparatus for the Prolonged Administration of Artificial Respiration: I. A Fatal Case of Poliomyelitis. JAMA 92, 1658-1660 (1929)
145. Drinker P, Roy EL: The construction of an emergency respirator for use in treating respiratory failure in infantile paralysis. J Pediatr 13, 71-74 (1938)
146. Drinker P, Shaw LA: An apparatus for the prolonged administration of artificial respiration. I. A design for adults and children. J Clin Invest 7, 229-247 (1929)
147. Eicke U, Ruschenburg S: Gerätetechnische Aspekte der Transportmedizin – Hilfeleistung für Verletzte oder Erkrankte im Kraftfahrzeug, Schiff oder Flugzeug. Dräger-Hefte 268, 2-21 (1967)
148. Eicke U: Die Methode der Atemspende und der Mundbeatmer »Orospirator«. Dräger-Hefte 252, 11-15, (1963)
149. Eicke U: DRÄGER-Beatmungsgeräte für die Erste Hilfe. Dräger-Hefte 282, 16-24 (1970)
150. Eicke U: Wo steht die Wiederbelebung heute? Dräger-Hefte 263/264, 11-15, (1966)
151. Eisenmenger R: Apparat zur Erzielung künstlicher Atmung. Österreichisches Patent Nr. 104539; eingereicht 12.08.1925; patentiert 15.05.1926

152. Eisenmenger R: Apparat zur Erzielung künstlicher Atmung. Österreich-Ungarisches Patent Nr. 14664; eingereicht 08.10.1902; patentiert 15.08.1903
153. Eisenmenger R: Athmungsvorrichtung. Österreich-Ungarisches Patent Nr. 4458; eingereicht 12.02.1900; patentiert 15.01.1901
154. Eisenmenger R: Ein Apparat zur künstlichen Atmung. Wien Med Wochenschr 53, 1730-1733 (1903)
155. Elberfelder Bibel, Buch der Könige 2, 4, 34-35 (1905)
156. Elberfelder Bibel, Genesis (1. Buch Moses), 2-7 (1905)
157. Emerson JH: Apparatus And Method For Artificially Inducing Breathing. United States Patent Nr. 2352523; eingereicht 13.08.1941; patentiert 27.06.1944
158. Emerson JH: Breathing Apparatus. United States Patent Nr. 2468741; eingereicht 12.12.1944; patentiert 03.05.1949
159. Emerson JH: Breathing Assistor Valve. United States Patent Nr. 2774352; eingereicht 28.03.1952; patentiert 18.12.1956
160. Emerson JH: Resuscitator. United States Patent Nr. 2364626; eingereicht 09.11.1942; patentiert 12.12.1944
161. Engström CG: Treatment of Severe Cases of Respiratory Paralysis by the Engström Universal Respirator. BMJ 2, 666-669 (1954)
162. Eve FC. Complacency in resuscitation of the drowned. BMJ 1, 535–537 (1943)
163. Eve FC: Actuation of the inert diaphragm by a gravity method. Lancet 1, 995–997 (1932)
164. Fell GE: Cases of opium poisoning treated by forced respiration. Trans Int Cong Med 1, 237 (1887)
165. Flagg PJ: Resuscitation Apparatus. Science 99, 469-470 (1944)
166. Forbes RM: Nathan Zuntz; October 7, 1847-March 23, 1920. J Nutr 57, 3-15 (1955)
167. Foregger R: Resuscitation Apparatus. Science 99, 470-471 (1944)
168. Fothergill J: Observations on a case published in the last volume of the medical essays, etc. of recovering a man dead in appearance, by distending the lungs with air. Phil Trans R Soc 43, 275-281 (1744-45)
169. Freytag K: Dräger-Beatmungsgeräte. Drägerhefte 281, 13-26 (1970)

170. Fries KA: Ein Apparat für künstliche Atmung. Dtsch Med Wochenschr 19, 901-903 (1912)
171. Fries KAE: Apparatus for producing artificial Respiration. US Patent Nr. 1057633; eingereicht 15.07.1911; patentiert 01.04.1913
172. Fürniß H, Hollmann F: Der Pulmotor in neuer Form. Draeger-Hefte 227, 4867-4870 (1955)
173. Fürniß H: Das Üben der Atemspende. Draeger-Hefte 244, 5411-5415 (1961)
174. Fürniß H: Ein Wendepunkt in der Geschichte der Wiederbelebung. Draeger-Hefte 238, 5223-5230 (1960)
175. Fürniß H: Künstliche Beatmung – Probleme und Geräte*. Drägerwerk, Lübeck, 1957
176. Fürniß H: Lagerung von Verunglückten und die Durchführung der Ersten-Hilfe-Beatmung. Draeger-Hefte 243, 5380-5388 (1961)
177. Fürniß H: Vom Dräger Poliomaten zum Spiromaten. In: Lawin P, Peter K, Scherer R: Maschinelle Beatmung gestern – heute – morgen. Intensivmed Notfallmed Anästhesiol 48, 28-43, Thieme, Stuttgart, 1984
178. Galen: De usu partium corporis humani. Band 7, 339, Cornell University Press, New York, 1968
179. Goodner MH: Resuscitator and the like. United States Patent Nr. 1893670; eingereicht 20.10.1928; patentiert 10.01.1933
180. Gordon AS, Fainer DC, Ivy AC: Artificial respiration: a new method and comparative study of different methods in adults. JAMA 144, 1455–1464 (1950)
181. Guedel AE: A nontraumatic pharyngeal airway. J Am Med Assoc 100, 1862 (1933)
182. Günther JA: Geschichte und Einrichtung der Hamburgischen Rettungsanstalten für im Wasser verunglückte Menschen. Hamburg, 1808
183. Haase W: „Pulmotors“ Retter-Tätigkeit. Draeger-Hefte 19, 169-171 (1914)
184. Haase W: »Pulmotors« Retter-Tätigkeit. Ein internationaler Überblick. Draeger-Hefte 9, 65-67 (1913)
185. Haase W: 5 Jahre Pulmotor-Arbeit. Draeger-Hefte 55/56, 479-482 (1917)
186. Haase W: 5 Jahre Pulmotor-Arbeit. Draeger-Hefte 57/58, 497-500 (1917)
187. Haase W: Das Ausland und wir. Draeger-Hefte 45/46, 387-397 (1916)

188. Haase W: Das Rettungsgebiet des Pulmotors. Draeger-Hefte 35/36, 280-281 (1915)
189. Haase W: Der II. Internationale Rettungs-Kongreß. Wien 1913. Draeger-Hefte 15, 137-140 (1913)
190. Haase W: Der Pulmotor im Bericht Loewy/Meyer über künstliche Atmung mit und ohne Zufuhr von hochprozentigem Sauerstoff. Draeger-Hefte 73, 726-727 (1920)
191. Haase W: Die Konstruktion des Pulmotors. Draeger-Hefte 35/36, 276-279 (1915)
192. Haase W: Die Wiederbelebungsarbeit der deutschen Feuerwehren. Draeger-Hefte 35/36, 285-286 (1915)
193. Haase W: Die Wiederbelebungsarbeit des Pulmotors beim Unfall der Untergrundbahn in Newyork. Draeger-Hefte 35/36, 288-291 (1915)
194. Haase W: Dräger-Hand-Pulmotor für die ärztliche Praxis. Draeger-Hefte 51/52, 456-458 (1916)
195. Haase W: Irrtümer in der Beurteilung des “Pulmotors”. Draeger-Hefte 79, 783-784 (1921)
196. Haase W: Maschinelle künstliche Atmung. Draeger-Hefte 35/36, 271-274 (1915)
197. Haase W: Pulmotor im Bergbau. Draeger-Hefte 35/36, 283-284 (1915)
198. Haase W: Sauerstoff-Rettungs-Apparate und Wiederbelebungs-Apparate vor dem König von England. Draeger-Hefte 2, 14-15 (1912)
199. Haase W: Silvester oder Howard? Draeger-Hefte 67, 595-598 (1918)
200. Haase W: Tauchretter und Pulmotor als Retter Ertrunkener. Aus dem Draegerwerk Lübeck 2, 9-14 (1912)
201. Haase W: Verleihung der Scientific American Gold Medal für die Erfindung des Draeger-»Pulmotors«. Draeger-Hefte 9, 68-70 (1913)
202. Haase W: Wie »Pulmotor« Ertrunkene rettete. Draeger-Hefte 15, 144 (1913)
203. Haase-Lampe W, Thiel K: Pulmotor. Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine für künstliche Beatmung. Antäus, Lübeck, 1946
204. Haase-Lampe W: Alte und neue Fragen der Wiederbelebung. Draeger-Hefte 182, 3046-3050 (1936)

205. Haase-Lampe W: Atemschutz und Wiederbelebung auf dem IV. internationalen Rettungskongreß, Kopenhagen, Juni 1934. Draeger-Hefte 173, 2630-2638 (1934)
206. Haase-Lampe W: Aus der Praxis der Wiederbelebung durch manuelle künstliche Atmung. Draeger-Hefte 203, 4223-4233 (1939)
207. Haase-Lampe W: Automatische Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine Pulmotor Modell 40. Draeger-Hefte 206, 4361-4364 (1940)
208. Haase-Lampe W: Bauart des Pulmotors. Draeger-Hefte 120, 1312-1314 (1927)
209. Haase-Lampe W: Beginnende Klärung in schwebenden Fragen der Wiederbelebung. Draeger-Hefte 120, 1305-1314 (1927)
210. Haase-Lampe W: Das neue Gummipolster für Pulmotormasken. Pulmotor-Nachrichten 8, 27 (1932)
211. Haase-Lampe W: Der Pulmotor und seine Erfolge. Draeger-Hefte 157, 2030 (1931)
212. Haase-Lampe W: Die „Pulmotor“-Frage im Reichsgesundheitsrat. Draeger-Hefte 91, 919-921 (1923)
213. Haase-Lampe W: Die Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine „Pulmotor“ für künstliche Beatmung und ihre Wirkungsweise. Draeger-Hefte 182, 3051-3059 (1936)
214. Haase-Lampe W: Die Wiederbelebungsmaschine Pulmotor für künstliche Beatmung. Eine Auseinandersetzung. Draeger-Hefte 205, 4303-4306 (1940)
215. Haase-Lampe W: Ein einfaches Verfahren zur Verhütung des Zurücksinkens der Zunge bei Bewußtlosen. Draeger-Hefte 120, 1314 (1927)
216. Haase-Lampe W: Eine Anweisung zur Behandlung Scheintoter gegeben 1820 vom Königlich Preußischen Ministerium der geistlichen, Unterrichts- und Medizinalangelegenheiten. Drägerhefte 205, 4340-4342 (1940)
217. Haase-Lampe W: Erinnerungen an drei Kongresse des internationalen Rettungswesens. Draeger-Hefte 172, 2550-2553 (1934)
218. Haase-Lampe W: Grundsätzliche Umstellung der inhalatorischen Wiederbelebungsverfahren. Draeger-Hefte 100, 1031-1032 (1925)

219. Haase-Lampe W: Handbuch für das Grubenrettungswesen (international). Sauerstoffrettungswesen und Gasschutz. Band 1: Gerätebau. H. G. Rathgens Verlag, Lübeck, 1924
220. Haase-Lampe W: Irrtümer in der Beurteilung des „Pulmotors“. Draeger-Hefte 80, 791-797 (1921)
221. Haase-Lampe W: Pulmotor-Streit. Pulmotor-Nachrichten 1, Beilage der Draeger-Hefte, 1-2 (1929)
222. Haase-Lampe W: Pulmotor-Streitfragen. Draeger-Hefte 83, 827-834 (1921)
223. Hachenberg T, Pfeiffer B: Die geschichtliche Entwicklung der Intensivmedizin in Deutschland. Zeitgenössische Betrachtungen. Folge 15: Beatmung, Tracheotomie und prolongierte Intubation. Anaesthesist 49, 434-445 (2000)
224. Haddad FS: Ibn Sina (Avicenna) advocated orotracheal Intubation 1000 Years ago. Middle East J Anesthesiol 17, 155-162 (2003)
225. Hall M: Asphyxia, its rationale and its remedy. Lancet 1, 393-394 (1856)
226. Hall M: On a new mode of effecting artificial respiration. Lancet 1, 229 (1856)
227. Hall M: The ready method in asphyxia. Lancet 2, 458-459 (1856)
228. Hamilton GR, Baskett TF: Rudolph Matas and the development of intralaryngeal intubation and artificial respiration in thoracic surgery. Resuscitation 51, 221-224 (2001)
229. Haupt J, Drägerwerk AG (Hrsg.): Die Geschichte der Dräger-Narkoseapparate. Band 1, 1. überarbeitete Version, Druckerei Renk, Hamburg, 1996
230. Hawkins LH: The experimental development of modern resuscitation. Resuscitation 9, 9-24 (1972)
231. Hayhurst ER, Dysart NC: Industrial Hygiene and Occupational Diseases. Final Report of the Commission on Resuscitation from Carbon Monoxide Asphyxia: The Treatment of Carbon Monoxide Asphyxia. Am J Public Health 13, 883-888 (1923)
232. Hayhurst ER, Dysart NC: Industrial Hygiene and Occupational Diseases. Carbon Monoxide Asphyxia – The Problem of Resuscitation. Am J Public Health 13, 425-428 (1923)

233. Hayhurst ER, Dysart NC: Industrial Hygiene and Occupational Diseases. Resuscitation from Carbon Monoxide Poisoning. Am J Public Health 13, 337-341 (1923)
234. Hayhurst ER, Dysart NC: Industrial Hygiene and Occupational Diseases. Resuscitation from Carbon Monoxide Asphyxia. Am J Public Health 13, 978-981 (1923)
235. Hayhurst ER, Greenburg L: Industrial Hygiene. Carbon Monoxide Poisoning. Am J Public Health 18, 803-806 (1928)
236. Helfand WH, Lazarus J, Theerman P: "…So That Others May Walk": The March of Dimes. Am J Public Health 91, 1190 (2001)
237. Henderson Y, Haggard HW, Scott S: The treatment of carbon monoxide asphyxia by means of oxygen + CO2 Inhalation: A method for the rapid elimination of carbon monoxide from the blood. JAMA 79, 1137-1145 (1922)
238. Henderson Y: The Return of the Pulmotor as a "Resuscitator": A Back-Step toward the Death of Thousands. Science 98, 547-551 (1943)
239. Herholdt JD, Rafn CG: An Attempt at an Historical Survey of Life-saving Measures for Drowning Persons and Information of the Best Means by Which They Can Again Be Brought Back to Life. H. Tikiøb, Copenhagen, 1796
240. Heyman A: Infant Resuscitation. J Pediatr 16, 106-118 (1940)
241. Hill NS: Clinical applications of body ventilators. Chest 90, 897-905 (1986)
242. Hooke R: An account of an experiment made by Mr. Hooke, of preserving animals alive by blowing through their lungs with bellows. Phil Trans R Soc Lond 2, 539-540 (1667)
243. Howard B: Plain rules for restoration of persons apparently dead from drowning, as taught under the auspices of the Metropolitan Board of Health of the City of New York. E.B. Treat and Co., New York,
244. Howard B: The more usual methods of artificial respiration. With demonstrations of the ‘‘direct method’’ of the author. Lancet 2, 194-196 (1877)
245. Howell WH: Samuel James Meltzer. Science 53, 99-106 (1921)
246. http://oasis.lib.harvard.edu/oasis/deliver/~med00025
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)
247. http://www. Sciencemuseum.org.uk

(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)

248. http://www.apnews.co.uk/articles/102/articles.php
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)

249. http://www.clafma.org/histsquad.html
(Tag des Zugriffs: 24.05.2010)

250. http://www.mediventintl.com/img/rtx.jpg
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)

251. http://www.ktk.ind.br
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)

252. http://www.thebakken.org/artifacts/Kite-Charles.html
(Tag des Zugriffs: 20.03.2008)

253. Hufeland CW: Asphyxia. In: Hufeland CW: Enchiridion medicum oder Anleitung zur medizinischen Praxis. Vermächtniß einer funfzigjährigen Erfahrung. 6. Auflage, 207-210, Jonas, Berlin, 1842
http://books.google.de/books?id=H24FAAAAQAAJ
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)

254. Hufeland CW: De usu vis electricae in asphyxia experimentis illustratum. Diss. Med. Göttingen, 1783

255. Hunter J: Proposals for the recovery of people apparently drowned. Phil Trans R Soc Lond 66, 412-425 (1776)

256. Hutson LR, Vachon CA: Dr. Rudolph Matas: Innovator and Pioneer in Anesthesiology. Anesthesiology 103, 885-889 (2005)

257. Ibsen B: The anaesthetist's viewpoint on the treatment of respiratory complications in poliomyelitis during the epidemic in Copenhagen, 1952. Proc Roy Soc Med 47, 72–74 (1954)

258. Internetauftritt der Firma "L.N. Curtis & Sons", Vorläuferunternehmen der „E&J Manufacturing Company".
http://www.lncurtis.com
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)

259. Jayne WA: The healing gods of ancient civilisations. Yale University Press, New Haven, 1925

260. Johnson A: A short account of a society in Amsterdam instituted in the year 1767 for the recovery of drowned persons showing the utility and advantage that would accrue to Great Britain from a similar institution extending to

cases of suffocation by damps in mines, choking, strangling and other accidents. London, 1773

261. Johnson A: Relief from accidental death; or summary instructions for the general institution, proposed in the year 1773, to introduce and establish in his majesty's British dominions a successful practice for recovering persons who meet with accidents producing suddenly an appearance of death, and preventing their being buried alive. Hodgson T, London, 1785
262. Keith A. Three Hunterian Lectures on the mechanism underlying the various methods of artificial respiration practised since the foundation of the Royal Humane Society in 1774. Lecture 2. Lancet 173, 825-828 (1909)
263. Keith A: Three Hunterian Lectures on the mechanism underlying the various methods of artificial respiration practised since the foundation of the Royal Humane Society in 1774. Lecture 1. Lancet 173, 745-749 (1909)
264. Keith A: Three Hunterian Lectures on the mechanism underlying the various methods of artificial respiration practised since the foundation of the Royal Humane Society in 1774. Lecture 3. Lancet 173, 895-899 (1909)
265. Keys TE: Historical Vignettes. Howard Wilcox Haggard 1891-1959. Anesth Analg 54, 654 (1975)
266. Killick EM, Eve FC: Physiological investigation of the rocking method of artificial respiration. Lancet 2, 740–742 (1933)
267. Kite C: An Essay on the Recovery of the apparently dead. Being the essay to which the humane society's medal was adjudged. To which is prefixed, Dr. Lettsom's address on the delivery of the medal. Dilly, London, 1788
268. Klempau HJ: Automatische Notfall-Beatmungsgeräte für den innerbetrieblichen Einsatz und für den Rettungsdienst. Drägerhefte 327, 2-5 (1983)
269. Koch E: Fachärztliches Gutachten. Draeger-Hefte 227, 4871-4872 (1955)
270. Koch H: Die Beatmung mit dem Pulmotor® – wichtige Zusammenhänge zwischen Atmung und Beatmung. Drägerhefte 295, 13-16 (1974)
271. Kool JA: Geschiedkundige beschouwing van de Maatschappij tot Redding van Drenkelingen te Amsterdam. De Ruijter J, Amsterdam, 1854
272. Krause G (Hrsg.): Gebr. Körting: Werbeanzeige Nr. 721. Chemiker-Zeitung 28, 504 (1885)

273. Lassen HC: A preliminary report on the 1952 epidemic of poliomyelitis in Copenhagen with special reference to the treatment of acute respiratory insufficiency. Lancet 1, 37-41 (1953)
274. Lauffer CA: Resuscitation from Electric Shock, Traumatic Shock, Drowning, Asphyxiation from any Cause by Means of Artificial Respiration by the Prone Pressure (Schaefer) Method. With Anatomical Details of the Method, and complete Directions for Self-Instruction. 2. Auflage, John Wiley & Sons, New York, 1915
275. Läwen A, Sievers R: Zur praktischen Anwendung der instrumentellen künstlichen Respiration am Menschen. Munch Med Wochenschr 43, 2221-2225 (1910)
276. Lawin P, Scherer R: Zur Entwicklung der Maschinellen Beatmung. In: Lawin P, Peter K, Scherer R: Maschinelle Beatmung gestern – heute – morgen. Intensivmed Notfallmed Anästhesiol 48, 2-9, Thieme, Stuttgart, 1984
277. Leigh JM: The evolution of oxygen therapy apparatus. Anaesthesia 29, 462-485 (1974)
278. Linde AG (Gesellschaft für Lindes´ Eismaschinen Aktiengesellschaft) (Hrsg.): 50 Jahre Sauerstoffanlagen. Festschrift, Eigenverlag, Hollriegelskreuth, 1952
279. Linde AG (Hrsg.): Linde und die Geschichte der Luftzerlegung. http://www.linde-anlagenbau.de
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)
280. Linton DM: Cuirass Ventilation: A Review and Update. Crit Care Resusc 7, 22-28 (2005)
281. Liss H: Tanach. Lehrbuch der jüdischen Bibel. 2. Auflage, Universitätsverlag Winter, Heidelberg, 2008
282. Lueger O: Leuchtgas. In: Lueger O (Hrsg.): Lexikon der gesamten Technik und ihrer Hilfswissenschaften. Band 6, 2. Auflage, 145-146, Deutsche Verlags-Anstalt, Stuttgart, 1908
283. Lueger O: Strahlapparate. In: Lueger O (Hrsg.): Lexikon der gesamten Technik und ihrer Hilfswissenschaften. Band 8, 2. Auflage, 337-341, Deutsche Verlags-Anstalt, Stuttgart, 1910
284. Maass F: Die Methode der Wiederbelebung bei Herztod nach Chloroformeinathmung. Berl Klin Wochenschr 29, 265-268 (1892)

285. Macintosh RR: Mechanical Respirators. BMJ 1, 83-85 (1938)
286. Maleck WH, Koettner KP: Rudolf Eisenmenger's biomotor--predecessor of active compression-decompression cardiopulmonary resuscitation. Anasthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 34, 402-408 (1999)
287. Maloney JV, Elam JO, Handford SW, Balla GA, Eastwood DW, Brown ES: Importance of negative pressure phase in mechanical respirators. JAMA 152, 212-216 (1953)
288. Matas R: Artificial respiration by direct intralaryngeal intubation with a modified O'Dwyer tube and a new graduated air-pump, in its application to medical and surgical practice. Am J Med 3, 97-103 (1902)
289. Matschoss C: Männer der Technik. Ein biographisches Handbuch. Herausgegeben im Auftrage des Vereines Deutscher Ingenieure, VDI-Verlag, Berlin, 1925
290. Mehta S, Hill NS: State of the Art. Noninvasive Ventilation. Am J Respir Crit Care Med 163, 540-577 (2001)
291. Michaelis M: Technik der Sauerstofftherapie. In: Michaelis M: Handbuch der Sauerstofftherapie. 107-128, Verlag August Hirschwald, Berlin, 1906
292. Mijnlieff CJ: Atemvolumen und künstliche Atmung. Draeger-Hefte 203, 4237-4241 (1939)
293. Mijnlieff CJ: Die „Maatschappij tot Redding van Drenkelingen“ in Amsterdam und ihre historische Bedeutung für die Entwicklung des Rettungswesens. Janus 14, 876-899 (1909)
294. Mijnlieff CJ: Die beste Methode der manuellen künstlichen Beatmung, und wie sie anzuwenden ist. Draeger-Hefte 182, 3060-3065 (1936)
295. Mijnlieff CJ: The best method of manual artificial respiration and how to apply it. Lancet 226, 149-152 (1935)
296. Moore W: John Hunter—Surgeon and Resuscitator. Resuscitation 66, 3-6 (2005)
297. Motley HL, Cournand A, Werko L, Dresdale DT, Himmelstein A, Richards DW: Intermittent Positive Pressure Breathing. A Means Of Administering Artificial Respiration In Man. JAMA 137, 370-382 (1948)
298. Naval Historical Center,
http://www.history.navy.mil
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)

299. Northrup WP: Apparatus for prolonged artificial forcible respiration. BMJ 2, 697-698 (1894)
300. Paraskos JA: Biblical accounts of resuscitation. J Hist Med Allied Sci 47, 310-321 (1992)
301. Paul JR: Memorial. Yandell Henderson, M. D. Trans Am Clin Climatol Assoc 58, li-lii (1946)
302. Paul RW: The Bragg-Paul Pulsator. An Apparatus for prolonged Artificial Respiration by Sir William Bragg's Method. Proc R Soc Med 28, 436-438 (1935)
303. Peters A: Dr. Bernhard Dräger (1870–1928) als Erfinder: Seine Beiträge zur Weiterentwicklung der Druckgastechnik und deren Bedeutung für die Entwicklung einer modernen medizintechnologischen Verbundforschung. Med. Diss. Lübeck, 2007
304. Peters F: Die klinische Behandlung der Asphyxia neonatorum mit einem neuen stationären Pulmotor-Automaten und einer endotrachealen Schnellschlußmaske. Z Geburtshilfe Gynakol 138, 261-279 (1953)
305. Peters F: Technische und methodische Grundlagen zur künstlichen und maschinellen Beatmung der apnoischen Lunge des Neugeborenen. Geburtshilfe Frauenheilkd 16, 708-715 (1956)
306. Petersen P: Artificial Respiration Apparatus. US Patent 2071215; eingereicht 14.09.1935; patentiert 16.02.1937
307. Petersen P: Der Pulsatorgürtel, eine tragbare, selbsttätige Vorrichtung zur künstlichen Atmung mit Sauerstoff-Kohlensäureadministration. Acta Medica Scandinavica 90, 880-886 (1936)
308. Petersen P: Vorrichtung zur Erzeugung künstlicher Atmung. Deutsches Patent Nr. 661244; patentiert 19.05.1935
309. Poppe JHM: Allgemeines Rettungsbuch. Preisschrift, Hannover, 1805
310. Poppe JHM: Beantwortung der den 1. Jenner 1801 von einem ungenannten mährischen Edelmann aufgegebenen Preisfragen „Was für Maschinen und Erfindungen zur Rettung des menschlichen Lebens aus verschiedenen Gefahren sind bekannt? Und welche verdienen vor andern den Vorzug?" Von Johann Heinrich Moritz Poppe Hochfürstlich-Schwarzburgisch-Sonderhausischem Rath, der Philosophie Doktor und Privatlehrer der Mathematik auf der Universität zu Göttingen, welchem der Preis von fünfzig

Dukaten zuerkannt worden ist. Zur Vertheilung herausgegeben vom Preisaussteller. Schmidt MA k. k. Hofbuchdrucker, Wien, 1804

311. Price JL: The evolution of breathing machines. Med Hist 6, 67-72 (1962)
312. Pschyrembel W (Hrsg.): Pschyrembel Klinisches Wörterbuch, 261. Auflage, de Gruyter, Berlin, 2007
313. Public Health Image Libraray, Centers For Disease Control And Prevention http://phil.cdc.gov/phil
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)
314. Rosen Z and Davidson JT: Respiratory Resuscitation in Ancient Hebrew Sources. Anesth Analg 51, 502-504 (1972)
315. Rost Jr. E: Beitrag zur Kenntnis der Kreislaufverhältnisse bei Wiederbelebung durch Veränderung des intrapulmonalen Druckes. Z Gesamte Exp Med 82, 255-277 (1932)
316. Roth O: Maschinelle künstliche Atmung. Klin Wochenschr 38 (1911)
317. Rouland M: Description d'un Instrument au moyen du quel on peut rétablir la respiration. Observations sur la Physique, sur l'Histoire naturelle et sur les Arts, dediées a Mgr. Le Comte d'Artois 36, 118-122 (1790)
318. Rüdiger DL: Ueber die Rettungsmittel, welche bei Ertrunckenen anzuwenden sind. Tübingen, 1794
319. Safar P, Escarraga LA, Elam JO: A comparison of the mouth-to-mouth and mouth-to-airway methods of artificial respiration with the chestpressure arm-lift methods. N Engl J Med 258, 671-677 (1958)
320. Safar P: History of Cardiopulmonary-cerebral resuscitation. In: Kaye W, Bircher NG (Hrsg.): Cardiopulmonary resuscitation. 1-53, Churchill Livingstone, New York, 1989
321. Safar P: Mouth-to-mouth airway. Anesthesiology 18, 904-906 (1957)
322. Salem MR, Sellick BA, Elam JO: The historical background of cricoid pressure in anaesthesia and resuscitation. Anaesth Analg 53, 230–232 (1974)
323. Sauerbruch F: Zur Pathologie des offenen Pneumothorax und die Grundlagen meines Verfahrens zu seiner Ausschaltung. Mitt Grenzgeb Med Chir 13, 399-411 (1904)
324. Schmidt-Rimpler R: Die Entwicklung der Dräger Anästhesietechnik (1902-1918) im internationalen Vergleich. Diss. Med. Lübeck, 2008

325. Schmitt H, Drägerwerk AG (Hrsg.): Die Dräger-Druckgastechnik. 1. Auflage, Dräger Druck, Lübeck, 1975
326. Schönherr J: Kurvengetriebe. In: Volmer J (Hrsg.): Getriebetechnik. Grundlagen. 144-183, Verlag Technik GmbH, Berlin, 1992
327. Schreiber P, Claudius H: Magnetic Control For Respirator Valve. United States Patent Nr. 3039481; eingereicht 20.01.1959; patentiert 20.06.1962
328. Schröder H, Haase W: Zusatzsauerstoff-Leitung des Pulmotors für erhöhten Sauerstoffbedarf. Draeger-Hefte 64/66, 578-579 (1917)
329. Schröder H: »Draeger« Reviving Apparatus. Draeger-Hefte 14a, 124-126 (1913)
330. Schröder H: Die »Pulmotor«-Organisation. Draeger-Hefte 15, 140-142 (1913)
331. Schröder H: Die Bausteine des Pulmotors. Draeger-Hefte 157, 2031-2033 (1931)
332. Schröder H: Dräger-Baby-Pulmotor. Draeger-Hefte 19, 172 (1914)
333. Schröder H: E. Rost jun.: Beitrag zur Kenntnis der Kreislaufverhältnisse bei Wiederbelebung durch Veränderung des intrapulmonalen Druckes*. Pulmotor-Nachrichten 9, 35-37 (1933)
334. Schröder H: Wiederbelebungsgeräte. Draeger-Hefte 113a, 1180 (1926)
335. Schröder: Wiederbelebung zur Zeit Hufelands. Zu seinem 100. Todestage im August 1936. Drägerhefte 185, 3278-3279 (1936)
336. Schumacher H: Apparat zur Erzielung künstlicher Atmung. Deutsches Patent Nr. 565434; patentiert 19.11.1929
337. Schwerma H, Ivy AC: Safety of Modern Alternating Positive and Negative Pressure Resuscitators. JAMA 129, 1256-1261 (1945)
338. Sellick BA: Cricoid pressure to control regurgitation of stomach contents during induction of anaesthesia. Lancet 2, 404–406 (1961)
339. Shephard DAE, Baskett TF: John Snow and Resuscitation. Resuscitation 49, 3-7 (2001)
340. Silvester HR: A new method of resuscitating still-born children, and of restoring the persons apparently drowned or dead. BMJ 2, 576-579 (1858)
341. Silvester HR: Dr. Marshall Hall's ''ready method''. Med Times Gaz 15, 503 (1857)

342. Silvester HR: The natural method of treating asphyxia. Med Times Gaz 15, 485-486 (1857)
343. Smith WDA: A history of nitrous oxide and oxygen anaesthesia. Part X: The early manufacture, storage and purity of nitrous oxide. Br J Anaesth 39, 351–381 (1967)
344. Snow J: On asphyxia, and on the resuscitation of stillborn children. Lond Med Gaz 29, 222-227 (1841)
345. Speter M: Der Verfasser der Rettungsmittel-Broschüre von 1786 ist A. Johnson = A. Johnston! Ein Nachtrag*. Drägerhefte 182, 3065 (1936)
346. Speter M: Jan-Ingenhousz' unbekannte Vorrede zu A. Johnsons Rettungsmittel-Broschüre von 1786. Drägerhefte 174, 2687-2689 (1934)
347. Speter M: Pulmotor-Embryo*. Drägerhefte 177, 2838-2840 (1935)
348. Stelzner H: Unbekannter Titel. Draeger-Hefte 60a, 540 (1917)
349. Stemberger G: Einleitung in Talmud und Midrasch. 8. Auflage, CH Beck, München, 1992
350. Stephan D: Zur Frage der Ausbildung von Helfern in der Wiederbelebung. Pulmotor-Nachrichten 9, Beilage der Draeger-Hefte 166, 37 (1933)
351. Sternbach GL, Varon J, Fromm R, Baskett PJF: The humane societies. Resuscitation 45, 71-75 (2000)
352. Stoffregen J, Hoppe M: Anaesthetic gas suction device for the Takaoka-Respirator ("Ventex"). Der Anaesthesist 29, 346-347 (1980)
353. Stoffregen J, Meyer-Burgdorff C, Opitz A: Clinical Experiences With The Takaoka Respirator. Acta Anaesthesiologica Scandinavica 14, 287-293 (1970)
354. Stoffregen J, Opitz A, Sonntag H: The Takaoka-respirator. Der Anaesthesist 20, 70-73 (1971)
355. Strätling M, Schmucker P: 100 Jahre Sauerstofftherapie (1902 – 2002) – Eine medizinhistorische Neubewertung. Teil I: Der lange Weg von der Entdeckung des Sauerstoffs bis zu seinem Durchbruch bei der therapeutischen Anwendung in der Anästhesiologie und Rettungsmedizin. Anasthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 37, 712-720 (2002)
356. Strätling M, Schmucker P: 100 Jahre Sauerstofftherapie (1902 – 2002) – Eine medizinhistorische Neubewertung. Teil II: Die Bedeutung des Roth-Dräger-Narkoseapparates (1902) und weiterer Entwicklungen aus 100

Jahren Dräger-Medizin- und Anaesthesietechnik für die Etablierung der Sauerstoffanwendung im therapeutischen Methodenspektrum. Anasthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 38, 4-13 (2003)

357. Strickland L, Kneass CE: Praxis and Theory of the Injector. 2. Auflage, John Wiley & Sons, New York, 1898
358. Struve CA: Versuch über die Kunst, Scheintodte zu beleben, und über die Rettung in schnellen Todesgefahren. Ein tabellarisches Taschenbuch. Hannover, 1797
359. Takaoka K: Gas Regulator Valve For Artificial Respiration. United States Patent Nr. 2996071; eingereicht 13.05.1957; patentiert 15.08.1961
360. Taylor DW: The manuscript lecture-notes of Alexander Monro, secundus (1733-1817). Med Hist 22, 174-186 (1978)
361. The Linde Group (Hrsg.): The BOC Group history: Developments in refining oxygen through BOC's 116-year history.
http://www.linde.com
(Tag des Zugriffs: 06.03.2011)
362. Thiel K, Bruns O: Studien über die Wiederbelebung. Das Absterben und die Wiederbelebung des Herzens. Z Gesamte Exp Med 94, 620-631 (1934)
363. Thiel K: Eine weiterentwickelte Atemmaske für die Sauerstoff-Wiederbelebungsmaschine „Pulmotor". Draeger-Hefte 189, 3437 (1937)
364. Thiel K: Einiges über Wiederbelebungsmethoden. Draeger-Hefte 177, 2820-2828 (1935)
365. Thiel K: Über einige alte und neue Probleme der Wiederbelebung. Draeger-Hefte 187, 3375-3377 (1936)
366. Thiel K: Über einige alte und neue Probleme der Wiederbelebung. Draeger-Hefte 189, 3447-3451 (1937)
367. Tietze H: Air Pump for Artificial Respiration. US Patent Nr. 2644445; eingereicht 12.01.1951; patentiert 07.07.1953
368. Tilly M: Einführung in die Septuaginta. 1. Auflage, Wissenschaftliche Buchgesellschaft, Darmstadt, 2005
369. Tossach WA: A man dead in appearance, recovered by distending the lungs with air. Med Essays & Obs Soc Edinb 5 (part 2), 605-608 (1744)
370. Trubuhovich RV: 19th century pioneers of intensive therapy in North America. Part 1: George Edward Fell. Crit Care Resusc 9, 377–393 (2007)

371. Trubuhovich RV: History of mouth-to-mouth rescue breathing. Part 2: the 18th century. Crit Care Resusc 8, 157-171 (2006)
372. Trubuhovich RV: History of mouth-to-mouth rescue breathing. Part 1. Crit Care Resusc 7, 250- 257 (2005)
373. Trubuhovich RV: History of mouth-to-mouth ventilation. Part 3: the 19th to mid-20th centuries and “rediscovery”. Crit Care Resusc 9, 221-237 (2007)
374. Trubuhovich RV: Notable Australian contributions to the management of ventilatory failure of acute poliomyelitis. With special reference to the Both respirator and Dr John A Forbes. Crit Care Resusc 8, 383-393 (2006)
375. Tunnicliffe EAJ: Mechanical Breathing Apparatus. US Patent 2825327; eingereicht 22.11.1954; patentiert 04.03.1958
376. Unbekannter Author: New Inventions. Apparatus For Maintaining Artificial Respiration. Lancet 163, 515 (1904)
377. Unbekannter Autor: Demonstration of Mechanical Respirators. BMJ 2, 1161 (1938)
378. Unbekannter Autor: Royal Humane Society’s Instructions. Directions for restoring the apparently dead. Lancet 81, 461 (1863)
379. Unbekannter Autor: Royal National Life-Boat Institution. Directions for restoring the apparently drowned. Lancet 81, 461 (1863)
380. Unbekannter Verfasser: Arzneygelahrtheit. Recension von: Hawes W: The Transactions of the Royal Humane Society. Dilly, London, 1795. Allgemeine Literatur-Zeitung 361, 529-535 (1798)
381. Unbekannter Verfasser: Arzneygelahrtheit. Recension von: Kite C: An Essay on the Recovery of the apparently Dead. Being the essay to which the humane society's medal was adjudged. To which is prefixed, Dr. Lettsom's address on the delivery of the medal. Dilly, London, 1788. Allgemeine Literatur-Zeitung 392, 697-704 (1789)
382. Unbekannter Verfasser: Arzneygelahrtheit. Recension von: Kite C: An Essay on the Recovery of the apparently Dead. Being the essay to which the humane society's medal was adjudged. To which is prefixed, Dr. Lettsom's address on the delivery of the medal. Dilly, London, 1788. Allgemeine Literatur-Zeitung 393, 705-710 (1789)
383. Unbekannter Verfasser: Dr. Meltzer perfects devices to “raise the dead“. NY Times May 18, SM2 (1913)

384. Unbekannter Verfasser: EUROPEAN BRICK AS BUILDING PULMOTOR; Assemblyman Caulfield of Lockwood Committee Hears Untermyer Will Ship It. NY Times July 31, 27 (1922)
385. Unbekannter Verfasser: Exodus 1, 15-17. In: The holy Bible, Conteyning the Old Testament, and the New. Robert Barker, London, 1611 (Authorised Version King James)
386. Unbekannter Verfasser: Geschäftliche Hinweise der Inhabad-Gesellschaft. Wiederbeleber Inhabad. In: Inhabad G M B H. 75, Gerätekatalog der Inhabad-GmbH, Berlin, ca. 1913, Privatarchiv M Strätling
387. Unbekannter Verfasser: Geschichte und Urkunden der im Jahre 1767 zur Rettung der Ertrunkenen zu Amsterdam errichteten Gesellschaft. Harmsen DA, Hamburg, 1769
388. Unbekannter Verfasser: I. Chronologische Übersicht der Rettungs-Arbeit des »Pulmotors« im Jahre 1912. Draeger-Hefte 9, 71-72 (1913)
389. Unbekannter Verfasser: II. Chronologische Übersicht der Rettungs-Arbeit des »Pulmotors« 1912/13. Draeger-Hefte 15, 142-143 (1913)
390. Unbekannter Verfasser: III. Chronologische Übersicht der Rettungsarbeit des „Pulmotors“ 1913. Draeger-Hefte 19, 174-175 (1914)
391. Unbekannter Verfasser: Industrial Hygiene and Sanitation. Resuscitation from Mine Gases. Am J Public Health 4, 1122-1126 (1914)
392. Unbekannter Verfasser: Industrial Hygiene and Sanitation. Resuscitation. Am J Public Health 6, 895-901 (1916)
393. Unbekannter Verfasser: Information about the Pulmotor. JAMA 59, 738 (1912)
394. Unbekannter Verfasser: IV. Chronologische Übersicht der Rettungsarbeit des »Pulmotors« in den Jahren 1913/15. Draeger-Hefte 35/36, 293-294 (1915)
395. Unbekannter Verfasser: LIFE GUARD SAVES FIVE. Pulmotor Used to Revive a Swimmer at Atlantic City. NY Times July 14, 2 (1913)
396. Unbekannter Verfasser: PULMOTOR FIRE SQUAD NOW. Will Wear Smoke Helmets and Do Rescue Work. NY Times Jan 19, 5 (1915)
397. Unbekannter Verfasser: Rettungs- und Wiederbelebungs-Apparate in der Praxis. Aus dem Draegerwerk Lübeck 1, 8 (1912)

398. Unbekannter Verfasser: Rettungs- und Wiederbelebungs-Apparate in der Praxis. Draeger-Hefte 4, 23 (1912)
399. Unbekannter Verfasser: Rettungs- und Wiederbelebungs-Apparate in der Praxis. Draeger-Hefte 17, 158-159 (1913)
400. Unbekannter Verfasser: Rettungs- und Wiederbelebungs-Apparate in der Praxis. Draeger-Hefte 47/48, 421 (1916)
401. Unbekannter Verfasser: Rettungsmittel der Verunglückten, auch anderer Personen, von scheinbaren Todesfällen. Aus der zwölften vermehrten Engl. Auflage des Herrn Doctors Alexander Johnson, ins Deutsche übersetzt; nebst einer Vorrede der Herrn Doctors Ingenhousz, K. K. Leibarztes und Hofraths. Mit Figuren. Hoffmann, Hamburg, 1786
402. Unbekannter Verfasser: REVIVE SEEMING DEAD MAN. Physicians Use Pulmotor for Four Hours on St. Louis Lineman. NY Times Special June 20, 5 (1912)
403. Unbekannter Verfasser: SAVE MAN THOUGHT DEAD.; Life Apparently Extinct, Pulmotor Revives Miner After Hour's Work. NY Times Aug 30, 5 (1913)
404. Unbekannter Verfasser: Seeking to resuscitate those killed by electricity. NY Times Mar 10, SM7 (1912)
405. Unbekannter Verfasser: SEVEN SAVED BY PULMOTOR. Pittsburgh Firemen, Pronounced Dead of Suffocation, Are Revived. NY Times Special Dec 26, 1 (1912)
406. Unbekannter Verfasser: Tell how to treat mine asphyxiation. NY Times Oct 18, XX10 (1914)
407. Unbekannter Verfasser: The clinical congress of surgeons of north america. Lancet 184 (4744), 347-351 (1914)
408. Unbekannter Verfasser: V. Chronologische Übersicht der Rettungsarbeit des „Pulmotors“ in den Jahren 1915/16. Draeger-Hefte 55/56, 482-483 (1917)
409. Unbekannter Verfasser: Wiederbeleber Inhabad. In: Inhabad Inhalation. Bruns’ Unterdruckatmung, Ueberdruckkammern und Wiederbelebungsapparate. 85-88, Gerätekatalog der Inhabad-GmbH, Berlin, ca. 1913, Privatarchiv M Strätling

410. Vesalius A: De humani corporis fabrica libri septem. Kap 19: De vivorum sectione nonulla. 658-659, Basel, 1543
411. Volpitto PP, Woodbury RA, Abreu BE: Influence Of Different Forms Of Artificial Respiration On The Pulmonary And Systemic Blood Pressure. JAMA 126, 1066-1068 (1944)
412. Von Hauke I: Der Pneumatische Panzer. Beitrag zur mechanischen Behandlung der Brustkrankheiten. Wien Med Presse 15, 785-836 (1874)
413. Von Hauke I: Neue pneumatische Apparate und ihre Anwendung in der Kinderpraxis. W. Braumüller, Wien, 1876
414. Wagner A: Ein Beitrag zur Klärung der Wiederbelebungsfrage. Draeger-Hefte 100, 1039-1041 (1925)
415. Wagner A: Über Scheintod und Wiederbelebung. Dräger-Hefte 87, 871-880 (1922)
416. Wagner: Asphyxia. In: von Gräfe CF, Hufeland CW, Link HF, Rudolphi KA, von Siebold ECJ: Encyclopädisches Wörterbuch der medicinischen Wissenschaften. Hrsg. von den Professoren der medicinischen Fakultät zu Berlin. Band 3, 1. Auflage, 536-564, Boike, Berlin, 1829
417. Waters RM: Clinical Scope and Utility of Carbon Dioxide Filtration in Inhalation Anesthesia. Anesth Analg 3, 20-22 (1924)
418. Wawersik J: Die Geschichte des Narkoseapparates in Grundzügen. Anaesthesist 31, 541–548 (1982)
419. Wendt J: Die Hülfe bey Vergiftungen und bey den verschiedenen Arten des Scheintodes. 2. Auflage, Breslau, 1825
420. Wenzel V, Lindner KH, Prengel AW: Beatmung während der kardiopulmonalen Reanimation. Anaesthesist 46, 133-141 (1997)
421. West JB: The physiological challenges of the 1952 Copenhagen poliomyelitis epidemic and a renaissance in clinical respiratory physiology, J Appl Physiol 99, 424-432 (2005)
422. Wiedemann CRW: Anweisung zur Rettung der Ertrunkenen, Erstickten, Erhängten, vom Blitze Erschlagenen, Erfrorenen und Vergifteten. Braunschweig, 1797
423. Woillez EJ: Du spirophore, appareil de sauvetage pour le traitment de l'asphyxie, et principalement de l'asphyxie des noyes et de nouveaunés. Bull Acad Méd (Paris) 2, 611–619 (1876)

424. Woollam CHM: The development of apparatus for intermittent negative pressure respiration. (1) 1832-1918. Anaesthesia 31, 537-547 (1976)
425. Woollam CHM: The development of apparatus for intermittent negative pressure respiration. (2) 1918-1976, with special reference to the development and uses of cuirass respirators. Anaesthesia 31, 666-685 (1976)
426. Wüllenweber K: Die Entwicklung der Dräger-Grubenrettungstechnologie und des Atemschutzes (1902-1918) im internationalen Vergleich – Eine Auswertung der Archive der Drägerwerk-AG, Lübeck. Med. Diss. Lübeck, 2007

VII Abkürzungsverzeichnis

Abb.	-	Abbildung
at	-	technische Atmosphäre
°C	-	Grad Celsius
ccm	-	Kubikzentimeter
Ch	-	Charrière
cm	-	Zentimeter
cm WS	-	Zentimeter Wassersäule
CO	-	Kohlenmonoxid
CO_2	-	Kohlendioxid
CPAP	-	Continuous Positive Airway Pressure
EKG	-	Elektrokardiogramm
Fig.	-	Figur
HZV	-	Herzzeitvolumen
IPPV	-	Intermittent Positive Pressure Ventilation
kg	-	Kilogramm
kg/ cm^2	-	Kilogramm pro Quadratzentimeter
kp/ cm^2	-	Kilopond pro Quadratzentimeter
l	-	Liter
l/min	-	Liter pro Minute
m	-	Meter
mbar	-	Millibar
min	-	Minute
ml	-	Milliliter
mm Hg	-	Millimeter Quecksilbersäule
NATO	-	North Atlantic Treaty Organization
O_2	-	Sauerstoff
USA	-	United States of America
Vol%	-	Volumenprozent

VIII Danksagung

Mein Dank gilt meinem Chef, Prof. Dr. Peter Schmucker, der mir ermöglichte, diese Promotionsarbeit an seiner Klinik durchzuführen.

Ganz besonders danke ich Herrn PD Dr. Meinolfus Strätling für das interessante Thema dieser Dissertation und vor allem für seine umfassende Unterstützung und stetige Anteilnahme am Fortgang der Arbeit. Als guter Freund stand er mir jederzeit mit Rat und Tat, hervorragender Sachkenntnis und fortwährender Motivation zur Seite.

Ich danke der Drägerwerk AG, insbesondere Herrn Stefan Dräger, der mir uneingeschränkte Einsicht in die Archive gewährte und die vorliegende Dissertation somit überhaupt erst möglich machte.

Besonderer Dank gebührt in diesem Zusammenhang den Archivaren der Drägerwerk AG in Lübeck, Herrn Wolfgang Fülber und Herrn Ingo Welling, deren profundes Wissen und Überblick mich sicher durch die Tiefen der Archive leitete.
Ebenso danke ich Herrn Dr. Michael Graw, der mir während der Literaturrecherche immer wieder wertvolle Hinweise zukommen ließ.

IX Lebenslauf

Hans Christian Niggebrügge

25. März 1974	geboren in Lübeck,
	ledig

Schulbildung

1980 – 1993	Grundschule und Gymnasium Bad Schwartau
6/ 1993	Abitur

Hochschulausbildung

1993 – 2000	Studium der Humanmedizin
	Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

Ärztliche Tätigkeit

2001 – 2011	AIP und Assistenzarzt
	Klinik für Anästhesiologie, Universitätsklinikum
	Schleswig-Holstein, Campus Lübeck
2007 – 2010	Promotionsarbeit