Klinik für Kiefer- und Gesichtschirurgie
der Universität zu Lübeck
Direktor: Prof. Dr. Dr. P. Sieg

Vergleichende biomechanische Untersuchung unterschiedlicher Osteosynthese-Miniplatten zur chirurgischen Versorgung einer Collum mandibulae Fraktur

Inauguraldissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin
(Dr. med. dent.)
-Aus der Sektion Medizin-
der Universität zu Lübeck

Vorgelegt von:
Dr. med. Melanie Wolf
aus Neubrandenburg

Lübeck, 2016

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Samer G. Hakim

2. Berichterstatter:

Tag der mündlichen Prüfung:

Zum Druck genehmigt: Lübeck, den

Promotionskommission der Sektion Medizin

Diese Arbeit widme ich meiner Familie

Inhaltsverzeichnis **Seite**

1. Einleitung **7**

1.1 Anatomische Verhältnisse und Funktion des Unterkiefers **8**

1.2 Allgemeine Frakturlehre/ Frakturheilung **11**

1.3 Definition der Collum mandibulae Fraktur **13**

1.4 Häufigkeit, Verteilung, Ursachen und Frakturmechanismen einer Collum mandibulae Fraktur **16**

1.5 Diagnostik der Collum mandibulae Fraktur **21**

1.6 Therapiekonzepte **22**
1.6.1 Konservative Therapie **24**
1.6.2 Chirurgische Therapie **25**

1.7 Operative Zugänge im Rahmen der Frakturversorgung **29**
1.7.1 Extraorale Zugänge **31**
1.7.2 En-/transoraler Zugang **34**

2. Fragestellung/Zielsetzung der Arbeit **36**

3. Material und Methoden **38**

3.1 Vorstellung der verwandten Osteosynthesesysteme **38**
3.1.1 4-Loch-Miniplatte **38**
3.1.2 TriLock Delta Condylus Trauma Platte **39**
3.1.3 Die Y-Platte nach Hakim **39**

3.2 Testkiefer **41**

3.3 Studiendesign **41**
3.3.1 Standardisierte Vorbereitung der Unterkiefer **42**
3.3.2 Biomechanische Testung **45**
3.3.3 Statistische Auswertung **48**

4. Ergebnisse **49**

4.1 Maximalkraft bis Versagen des Osteosyntheseverbundes **49**

4.2 Steifigkeit des Osteosyntheseverbundes **51**

4.3 Versagensmuster der Osteosynthesen **53**

5. Diskussion **55**

6. Zusammenfassung **69**

7. Literaturverzeichnis **70**

8. Danksagung **88**

9. Lebenslauf **89**

10. Veröffentlichung **90**

Abkürzungsverzeichnis

AO: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese
CT: Computertomographie
DRG: Diagnosis Related Groups
DPO: Doppel-Platten-Osteosynthese
DVT: Digitale Volumentomographie
FEA: Finite Element-Analysis
FEM: Finite Element Method (Methode der finiten Elemente)
IFB: Interfragmentäre Bewegung
IMF: Intermaxilläre Fixation
MMF: Maxillo-Mandibuläre Fixation
MP: Miniplatte
ORIF: Offene Reposition und Interne Fixation
SORG: Strasbourg Osteosynthesis Research Group
OM: Osteosynthesematerial
OS: Osteosynthese
OSP: Osteosyntheseplatte
UK: Unterkiefer

1. Einleitung

Die Zunahme der diagnostizierten Frakturen des Collum mandibulae liegt sicherlich darin begründet, dass sich die Zahl der Unfälle in den letzten Jahren sowohl im Straßenverkehr als auch im Rahmen sportlicher Freizeitaktivitäten stark erhöht hat (DGMKG 2010a; DGMKG 2010b; DGMKG 2010c; Elhammali et al., 2010; Gassner et al., 2003; Häring und Zilch 1986; Neff 2012). Die verbesserte Röntgendiagnostik trägt ferner dazu bei, insbesondere nicht oder wenig dislozierte Frakturen genauer zu erkennen und einer entsprechenden Therapie zuzuführen.

Der anspruchsvolle chirurgische Zugang zum Kiefergelenk und die schwierige Reposition des Collum mandibulae unter limitiertem Platzangebot in unmittelbarer Nähe zum N. fazialis ließen lange Zeit Zurückhaltung gegenüber einer chirurgisch-osteosynthetischen Therapie walten. Zahlreiche Berichte über zufriedenstellende funktionelle Behandlungserfolge nach rein konservativer Immobilisationstherapie unterstützten diese Einstellung (Eckelt et al., 2006; Ellis und Throckmorton 2005).

Die Meinungsäußerungen hinsichtlich der Therapie reichen von streng konservativen, welche ausnahmslos alle Gelenkfortsatzfrakturen durch Immobilisation behandeln, bis zu den anatomisch geprägten, welche alle Fälle einer offenen Reposition unterziehen würden (Malkin et al., 1964).

Inzwischen gehört die Technik der offenen Reposition und internen Fixation (ORIF) dieses Frakturtyps zum chirurgischen Standard (Haim et al., 2011), da die Langzeitauswirkungen von in Fehlstellung verheilten Frakturen, zumindest im Erwachsenenalter, zu permanenten Dysfunktionen des gesamten stomatognathen Systems führen können (Chrcanovic 2012a; Eckelt et al., 2006; Härtel et al., 1991; Kokemueller et al., 2012; Rahn et al., 1989; Schneider et al., 2008).

Im Rahmen der ORIF wurde häufiger über gute Rehabilitationsergebnisse berichtet, was in der Regel dazu führte, dass beidseitige Gelenkfortsatzfrakturen oder Frakturen mit erheblicher Dislokation (Achsenabweichung ab 30°) beziehungsweise einem Vertikalverlust von vier bis acht Millimetern regelhaft offen reponiert wurden (Chrcanovic 2012a; Neff 2012; Neff et al., 2014; Waiss et al., 2011). Darüber hinaus wird eine zügige postoperative Belastung der gelenknahen Bruchregion angestrebt, um Bewegungseinbußen aufgrund zu langer Ruhigstellung des Kiefergelenkes entgegen zu wirken.

Nach intensiver Forschung stehen den Chirurgen heute diverse Arten der Osteosynthese und verschiedene Zugangswege zur Verfügung (Asprino et al., 2006; Eckelt 2014; Eckelt und Hlawitschka 1999; Ellis und Dean 1993; Gealh et al., 2009; Gupta et al., 2012; Haim et al., 2011; Meyer et al., 2006; Pilling et al., 2010).
Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, drei aktuell gebräuchliche osteosynthetische Implantatsysteme auf ihre Eignung zur Versorgung einer tiefen Collum mandibulae Fraktur hin, zu untersuchen.

1.1 Anatomische Verhältnisse und Funktion des Unterkiefers

Die Mandibula lässt sich anatomisch und klinisch in mehrere Abschnitte einteilen. Sie setzt sich, wie in Abbildung 1 ersichtlich, aus einem Corpus und dem Ramus mandibulae zusammen. Beide Abschnitte sind über den Kieferwinkel (Angulus mandibulae), der circa 120° beträgt, miteinander verbunden. Der zum Kiefergelenk aufsteigende Ramus teilt sich kranial in zwei Fortsätze, den Processus coronoideus (muscularis) und den Processus condylaris (Gelenkfortsatz). Zwischen den beiden Fortsätzen befindet sich eine halbmondförmige Vertiefung, welche als Inzisura mandibulae bezeichnet wird. Der Processus condylaris beginnt mit dem schmalen Collum und endet mit dem walzenförmigen Caput mandibulae, welches etwas schräg mit der Facies articularis und dem Tuberculum articulare des Kiefergelenks korrespondiert (Schiebler et al., 1997). Den Abschnitt, in dem der Ramus mandibulae in den Gelenkfortsatz übergeht, bezeichnet man in der Chirurgie als Gelenkfortsatzbasis.

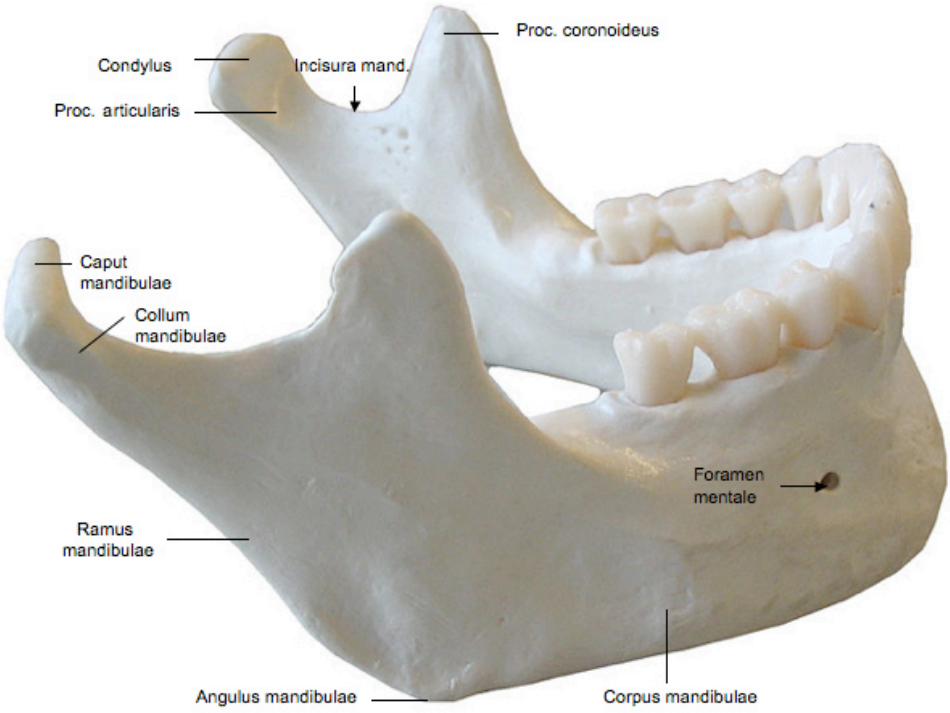


Abbildung 1: Knöcherner Unterkiefer, modifiziert nach Dake (Dake 2006)

Auch die muskulären Strukturen sind bei der biomechanischen Beurteilung einer Osteosynthese der Mandibula von Bedeutung.

Die Kaumuskulatur beinhaltet vier große Muskeln (M. temporalis, M. masseter, M. pterygoideus medialis und lateralis), welche von der akzessorischen Muskulatur des Mundbodens (suprahyoidale Muskulatur) sowie der Zunge, Wange und der Lippen unterstützt werden.

Dabei kommt dem Musculus pterygoideus lateralis, dem einzigen großen Mundöffner, im Rahmen einer Gelenkhalsfraktur eine besondere Bedeutung zu. Bedingt durch seinen Ansatz am Processus condylaris, kann er dessen proximales Fragment, seiner Zugrichtung entsprechend dislozieren (Schiebler et al., 1997) (siehe Abb. 2).

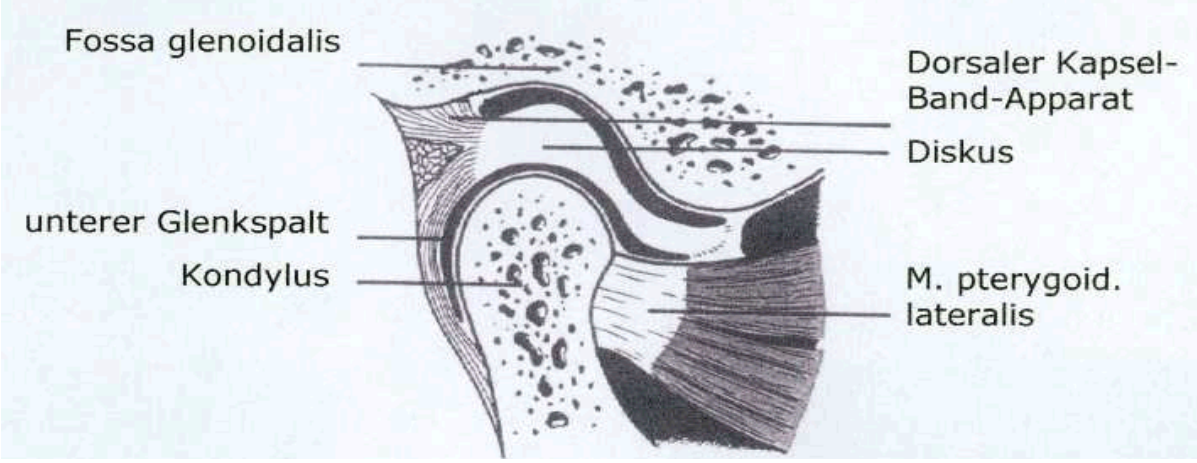


Abbildung 2: Sagittaler Schnitt durch das Kiefergelenk (Assael 1991)

Der Kauvorgang selbst besteht aus einer Kombination zwischen vertikalen und horizontalen Bewegungen, ergänzt durch reine Vorschubbewegungen (Translationen) und Seitwärtsverschiebungen der Mandibula. Bei den letztgenannten nimmt der Unterkiefer im Ganzen eine Schräglage ein. Dabei dreht sich der Condylus der Arbeitsseite, wobei er seine Position in der Fossa beibehält, während sich der Condylus der Balanceseite nach ventrokaudal in Richtung Tuberculum articulare bewegt (Schiebler et al., 1997).

Das Kiefergelenk und die bezahnte Mandibula bilden eine funktionelle Einheit, welche bereits bei kleinsten Abweichungen der korrespondierenden Elemente von der anatomisch korrekten Position erheblich gestört sein kann. Demzufolge ist die möglichst exakte Reposition nach einer Unterkieferfraktur von großer klinischer Bedeutung (Klatt et al., 2011). Dennoch kann und wird das Remodeling Potential des Kiefergelenks vor allem bei der konservativen Frakturversorgung im Kindesalter ausgenutzt. Dies ermöglicht eine funktionell zufriedenstellende Kompensation einer in Fehlstellung verheilten Gelenkfortsatzfraktur (Bruckmoser und Undt 2012; Chrcanovic 2012b; Gutwald und Schmelzeisen 2002; Neff et al., 2014; Thoren et al., 2001; Wu et al., 2011). Durch die stetigen Umbauprozesse kann hier ein sogenannter Neocondylus gebildet werden, während das kleine dislozierte kraniale Fragment im Verlauf resorbiert wird (Gutwald und Schmelzeisen 2002; Hüls et al., 1985; Neff et al., 2007d; Rasse 2000; Thoren et al., 1998).

1.2 Allgemeine Frakturlehre/ Frakturheilung

Wie aus der allgemeinen Frakturlehre bekannt, entsteht an Orten erhöhter Belastung eine Zugspannung, die bei Überschreiten der Abpufferungskapazitäten letztlich zum Bruch eines Knochens führt. Definitionsgemäß bedeutet dies eine vollständige oder unvollständige Unterbrechung der Knochenkontinuität. Der parabelförmige Unterkiefer, welcher nur über die beiden zart konfigurierten Kiefergelenke Abstützung am Gesichtsschädel findet, neigt häufig zu Biegungsfrakturen. In Bereichen kranial des Ramus mandibulae kommt es jedoch vorwiegend zu Kompressions- und Abscherbrüchen unterschiedlichen Musters. Neben den durch direkte Krafteinwirkung entstandenen Einfachfrakturen sollten immer auch indirekt entstandene Kombinationsbrüche der Mandibula ausgeschlossen werden. Als typische Frakturmuster seien hier der Bruch des kontralateralen Collum mandibulae bei paramedianer Belastung bzw. die beidseitige Gelenkhalsfraktur bei Gewalteinwirkung auf die Symphysenregion genannt. Direkte Collum mandibulae Frakturen sind hingegen eher selten (Rasse 2010b; Rasse 2012).

Ferner sind von den traumatisch bedingten Unterkieferbrüchen, solche mit pathologischer Genese (Zysten, Tumoren etc.) abzugrenzen. Durch eine starke Schwächung des Knochengefüges entstehen sie bereits bei Bagatellverletzungen oder selbst unter physiologischer Belastung, wie dem Kauvorgang.

Zudem unterscheidet man in der allgemeinen Frakturlehre offene Knochenbrüche von geschlossenen. Im Bereich des hier untersuchten Unterkieferabschnitts ist eine Bezahnung ausgeschlossen, weshalb Frakturen des Collum mandibulae, bei in der Regel intakten zervikalen- und intraoralen Weichteilen, geschlossen vorliegen (Gutwald und Schmelzeisen 2002).

Im Rahmen dieser Frakturen kann es jedoch zu konsekutiven Gelenkpfannenfrakturen und zur Verlagerung von Frakturelementen in die Schädelbasis kommen (Barron et al., 2002; Ohura et al., 2006; Rosa et al., 2006; Struewer et al., 2011; Tutela et al., 2013; Zhang et al., 2014).

Die Heilung einer Fraktur basiert auf Regenerationsvorgängen und kann auf zwei Wegen erfolgen. Sofern sich die beiden Fragmente noch berühren oder das

umgebende Periost intakt ist, kommt es zur direkten, sogenannten Kontakt- oder Spaltheilung, bei welcher die Breite des Frakturspaltes unter 0,5 mm liegt. Der Revaskularisierung dienen hier ausschließlich medulläre Gefäße. Über Osteone kann direkt lamellärer Knochen gebildet werden. Diese Primärheilung ist, wenn auch schwierig zu realisieren, bei dem Prinzip der funktionsstabilen OS angestrebt und kann nur durch absolute interfragmentäre Ruhe erreicht werden. Beträgt der Frakturspalt mehr als einen Millimeter, beispielsweise bei unzureichender Reposition und / oder Fixation, erfolgt die Regeneration über Umwege und wird daher als indirekte oder sekundäre Frakturheilung bezeichnet. Hier werden periostale oder enossale Mesenchymzellen aktiviert, die interfragmentär unreifes reparatives Gewebe (Geflechtknochen) bilden, welches anschließend sekundär in Lamellenknochen umgewandelt wird. Der Umbau des Gewebes beginnt nach circa fünf Wochen und wird als Remodeling bezeichnet. Zu diesem Zeitpunkt gilt die Fraktur bereits als stabil. Bis auf wenige Ausnahmen ist auch hierfür eine gewisse Immobilisation notwendig, die konservativ, zum Beispiel durch stützende Maßnahmen oder chirurgisch erfolgen kann (Bohndorf et al., 2013; Neff et al., 2007c; Rasse 2010a; Stürmer 1987; Stürmer 1996b). Eine Restitutio ad integrum des Knochens wird nach heutigem wissenschaftlichen Verständnis am ehesten durch das richtige Verhältnis zwischen Ruhe- und Belastungsphasen erreicht (Neff 2011).

Die Idealvorstellung, eine belastungsstabile Osteosynthese verbunden mit einer primären Knochenheilung zu entwickeln, führte zur Erforschung und zum Einsatz multipler Fixationsvarianten in der Kiefer- und Gesichtschirurgie (Schenk und Willenegger 1963).

Eine primäre Knochenheilung kann im Bereich des eher statischen Mittelgesichts durch die Verwendung von Mini- oder Mikroplatten erreicht werden. Im muskulär stark beanspruchten Unterkiefer ist diese Kontaktheilung jedoch unwahrscheinlich und bei suboptimaler Reposition der Segmente auch nicht erwünscht. Hier wird ein gewisser intersegmentaler Spalt und die daraus resultierende sekundäre Knochenheilung toleriert, wenn durch die OS Funktionsstabilität erreicht werden kann. Denn die Stellung der Mandibula ist über die Okklusion individuell definiert, sodass bei der Reposition einer Unterkieferfraktur das Hauptaugenmerk auf die Sicherung der habituellen Bisssituation fällt. Bereits durch kleinste

Lageveränderungen der Mandibula können Schäden im Kiefergelenk entstehen (Rasse 2010c).

1.3 Definition Collum mandibulae Fraktur

Eine Collum mandibulae Fraktur ist definiert durch den Kontinuitätsverlust der Mandibula im Bereich des Gelenkfortsatzes unterhalb des Kieferköpfchens (Abb. 3).

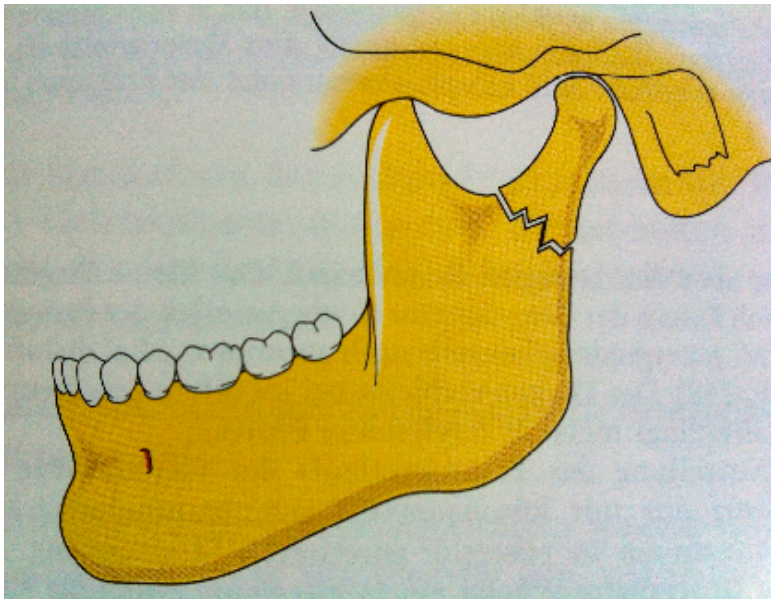


Abbildung 3: typischer Verlauf einer Gelenkfortsatzbasisfraktur (Horch 2007)

Frakturen des Gelenkhalses unterliegen trotz der interindividuellen anatomischen Unterschiede einer im weitesten Sinne chirurgischen Einteilung. Als Leitsatz gilt die Äußerung von L. de Bont aus dem Jahre 1999: „The way you handle it depends on how you classify it“ (Neff 2012).

Die Einteilung bezüglich der Höhenlokalisation erfolgt u.a. in Anlehnung an Loukota. Hier definiert ein Lot, welches durch den tiefsten Punkt der Incisura mandibulae verlaufend auf die Ramustangente trifft, ob es sich um eine Gelenkfortsatzbasis- oder Gelenkhalsfraktur handelt. Befinden sich mehr als 50% der Frakturlinie oberhalb dieses Lotes spricht man von einer Gelenkhalsfraktur. Diese kann weiterhin in eine hohe oder tiefe Collumfraktur eingeteilt werden (Neff et al., 2007a). Projiziert sich die Fraktur überwiegend darunter, wird sie als

Basisfraktur des Collum mandibulae bezeichnet (Abb. 4) (Eckelt 2014; Loukota et al., 2005).

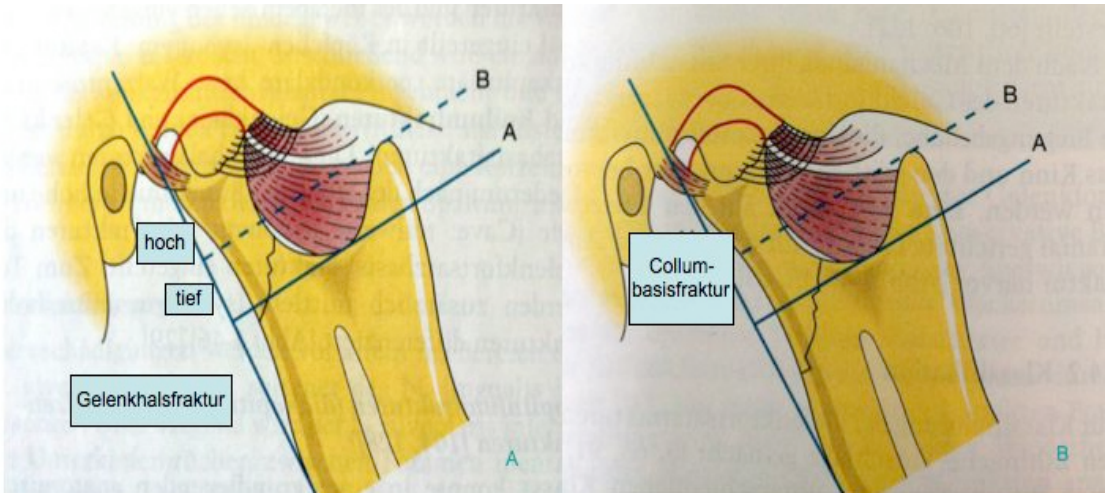


Abbildung 4: Verläufe der Frakturlinien. A: Gelenkhalsfraktur - Über 50% der Frakturlinie befindet sich oberhalb der Linie A, Linie B ermöglicht die Einteilung der Gelenkhalsfrakturen in hoch und tief; **B**: Gelenkfortsatzbasisfraktur – Frakturlinie liegt überwiegend unterhalb der Linie A; aus (Horch 2007)

Da der Dislokations- bzw. Luxationsgrad des proximalen Gelenkfragments jedoch von klinischer Relevanz ist, werden Gelenkfortsatzfrakturen nicht nur nach ihrer Höhenlokalisation unterschieden. Ihre weitere Klassifizierung erfolgt meist nach Spiessl und Schroll (Spiessl und Schroll 1972) (Tabelle.1). Hierbei wird der Verlagerung des proximalen Fragmentes hohe Aufmerksamkeit gewidmet. Im Rahmen einer Luxationsfraktur hat dieses gänzlich den Kontakt zur Fossa articularis verloren (Eckelt 2000; Eckelt 2014; Gilhuus-Moe 1969).

Tabelle 1: Einteilung der Collum mandibulae Frakturen nach Spiessl und Schroll (Spiessl und Schroll 1972)

Typ	Definition
1	Collum m. Fraktur ohne wesentliche Dislokation
2	Tiefe Collum m. Fraktur mit Dislokation
3	Hohe Collum m. Fraktur mit Dislokation
4	Tiefe Collum m. Fraktur mit Luxation
5	Hohe Collum m. Fraktur mit Luxation
6	Diakapituläre Fraktur

Die Typ 6- bzw. diakapitulären Frakturen werden weiterhin unterteilt in Frakturen, die A: durch den medialen Teil, B: durch den lateralen Teil des Gelenkkopfes verlaufen und C: Frakturen nahe des lateralen Ansatzes der Gelenkkapsel. Dabei bedürfen die Frakturen des Typs B und C aufgrund einer funktionellen Verkürzung des Unterkiefers einer operativen Versorgung (Eckelt 2014; Loukota et al., 2010; Neff 2012) (Tabelle 2). Angesichts der nahen Lokalisation zum Kiefergelenk können Collum mandibulae Frakturen sowohl extra- als auch intrakapsulär liegen.

Tabelle 1: Einteilung der diakapitulären Frakturen nach Loukota (Loukota et al., 2010)

Typ	Definition
A	Fraktur durch den medialen Teil des Gelenkkopfes
B	Fraktur durch den lateralen Teil des Gelenkkopfes
C	Fraktur nahe des lateralen Ansatzes der Gelenkkapsel

Mit diesen Orientierungshilfen entstand eine klinisch eindeutige und reproduzierbare Einteilung bezüglich der Höhenlokalisation und Gelenkbeteiligung der Condylusfrakturen.

Die Versuche der vorliegenden Arbeit beschränken sich auf einheitliche, reproduzierbare basale extrakapsuläre Frakturen entlang der oben genannten Geraden A (Abb. 4).

1.4 Häufigkeit, Verteilung, Ursachen und Frakturmechanismen einer Collum mandibulae Fraktur

Die Mandibula ist besonders häufig Verletzungen ausgesetzt. Aufgrund ihrer prominenten Lage und Beweglichkeit sind nahezu 70% aller Gesichtsschädeltraumata in diesem Bereich lokalisiert (Becker und Austermann 1990).
Dabei lassen sich annähernd ein Drittel aller Mandibulafrakturen im Gelenkfortsatzbereich finden. In absteigender Häufigkeit folgen Frakturen des Kieferwinkels, des bezahnten Kieferabschnittes, des Ramus mandibulae und des Processus coronoideus (Al Ahmed et al., 2004; Eckelt 2000; Eckelt 2014; Haug und Assael 2001; Neff 2012; Neff et al., 2007a; Rasse 2010b; Rasse 2012; Stacey et al., 2006) (Abb. 5)

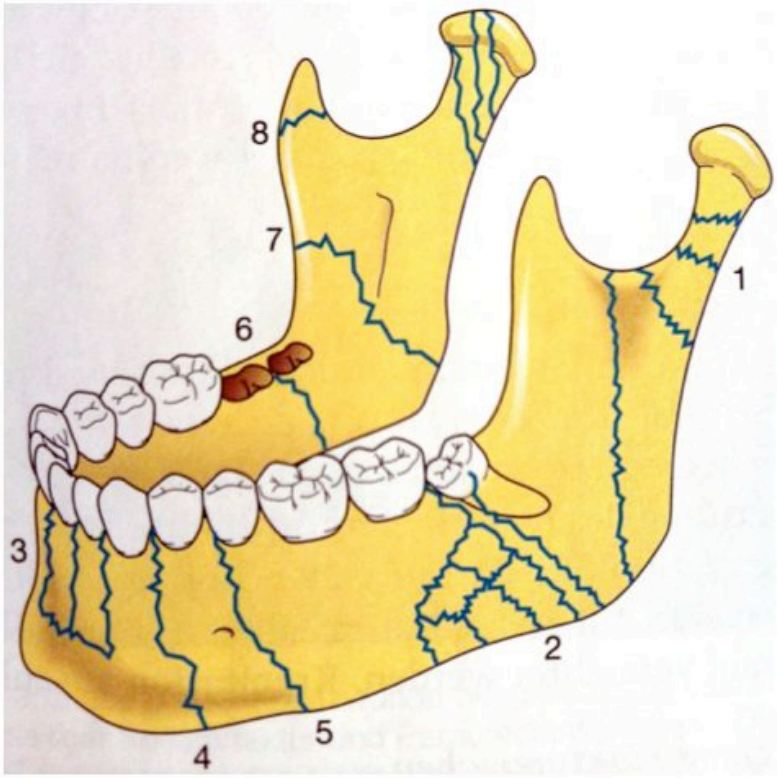


Abbildung 5: Häufigkeitsverteilung der Unterkieferfrakturen in %: 1) Gelenkfortsatzfrakturen 25-30%; **2)** Kieferwinkelfrakturen 20-25%; **3)** Frakturen der Symphysenregion 15-20 %; **4)** Frakturen der Caninusregion 5-10%; **5)** Frakturen der Prämolarenregion 10%; **6)** Frakturen der Molarenregion ~ 7-9%; **7)** Frakturen des Ramus ~2-4%; **8)** Frakturen des Processus muscularis ~1% nach: (Horch 2007; Neff 2012; Rasse 2012)

Die Verteilung der Unterkieferfrakturen resultiert aus der Korrelation zwischen Krafteinwirkung und den sogenannten Prädilektionsstellen für Frakturen des Unterkiefers. Dazu zählen neben dem grazil gebauten Collum mandibulae (Hirschfelder 1987) unter anderem der Kieferwinkel mit impaktierten Dentes serotini oder der Eckzahnbereich, welcher ebenso durch die lange Wurzel des Caninus eine Schwächung der Knochenstruktur aufweist. Da die Collum mandibulae Fraktur nicht durch eine direkte Krafteinwirkung auf die Frakturregion – in diesem Fall das Gelenk – entsteht, sondern meist eine Biegungsfraktur des Gelenkfortsatzes durch eine fortgeleitete, indirekte Kraftübertragung darstellt, wird sie folglich zu den indirekten Frakturen gezählt (Austermann 2002; Hirschfelder et al., 1987; Lautenbach 1967; Neff 2012; Neff et al., 2007a).

Einseitige Frakturen des Gelenkfortsatzes resultieren gehäuft aus der Einwirkung einer Kraft in der kontralateralen Corpusregion. Beidseitige Collum mandibulae Frakturen entstehen hingegen bei einer Krafteinwirkung im Bereich der Symphyse (Petzel und Bulles 1981; Rasse 2012).
Ursächlich sind neben Gewaltdelikten meist Verkehrsunfälle, gefolgt von Sport- und Arbeitsunfällen, wobei die Daten in Abhängigkeit der geographischen Lage, Bevölkerungs- und Verkehrsdichte sowie dem Grad der Arbeitslosigkeit oder des Alkoholkonsums untereinander etwas schwanken (Abbas et al., 2003; Al-Khateeb und Abdullah 2007; Marker et al., 2000; Neff 2012; Silvennoinen et al., 1992; Waiss et al., 2011). Die Umverteilung der Häufigkeiten bezüglich der Gelenkfortsatzfrakturen im Laufe der letzten 80 Jahre ist sehr wahrscheinlich zum einen dem erhöhten Verkehrsaufkommen und dem Nachgehen sportlicher Aktivitäten, zum anderen der stetig ausreifenden Röntgendiagnostik zuzuschreiben. Mittels Computertomographie bzw. der heute immer häufiger angewandten, weniger strahlenintensiven digitalen Volumentomographie lassen sich Frakturen der Condylen exakt dreidimensional darstellen (Eckelt 2014; Neff 2002; Pape et al., 1983; Reichenbach 1934; Schuchardt et al., 1967).
Im Rahmen des Literaturstudiums findet man ein eindeutiges Missverhältnis innerhalb der Geschlechterverteilung zugunsten der Männer, sowohl die Fraktur des Unterkiefers im Allgemeinen betreffend, als auch die des Collum mandibulae (Al Ahmed et al., 2004; Amaratunga 1987; Günther et al., 1967; Jeckel et al., 1983; Klatt et al., 2010). Diese Tendenz lässt sich ebenso im Kindesalter beobachten (Norholt et al., 1993; Shi et al., 2014; Smith et al., 2013; Stacey et al., 2006), wenn auch die Zahl der Unterkiefer- und Gelenkfortsatzfrakturen hier generell deutlich niedriger zu sein scheint. Die Anzahl der Gelenkfortsatzfrakturen im Vorschulalter liegt bei bis zu 75% der Unterkieferfrakturen, wobei meist Fahrradunfälle und Stürze ursächlich sind (Dimitroulis 1997; Neff 2011; Shi et al., 2014).

In der Literatur wird das Auslösen eines Frakturgeschehens entweder durch dynamische Massenbeschleunigung oder durch Einwirken einer statischen Kraft beschrieben, welche nicht mehr durch abpuffernde Gewebe aufgefangen werden kann. Entlang knöcherner Verstärkungen der mandibulären Spongiosa setzen sich bei Belastung Spannungen aller Art fort (Esser 2003). Diese Knochenbälkchen

entstehen durch physiologische Kaubelastungen und werden als Trajektorien bezeichnet. Frakturen verlaufen meist senkrecht zu ihnen, vor allem in Zonen anatomischer Schwachstellen, wie beispielsweise den grazil geformten Colla mandibulae mit vorrangig vertikal verlaufenden Trajektorien (Howaldt und Schmelzeisen 2002; Neff et al., 2007c; Standlee et al., 1981) (Abb. 6)

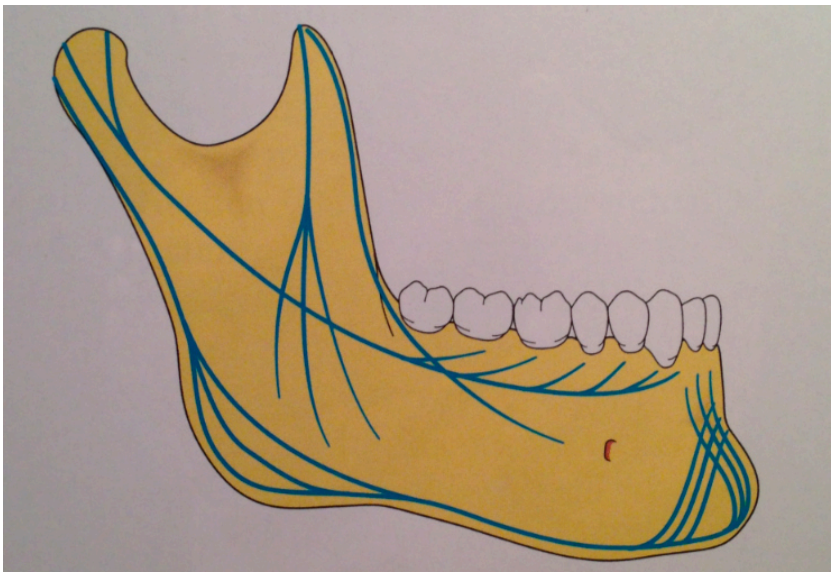


Abbildung 6: Trajektorienverlauf des Unterkiefers (Horch 2007)

Von therapeutischer Bedeutung sind ebenfalls horizontale parallel der Inzisura semilunaris verlaufende Züge (Abb. 7), welche Gegenstand früherer biomechanischer Studien waren und viele Autoren dazu veranlasst haben, die Osteosynthese mittels nur einer 4-Loch-Platte an der dorsolateralen Ramuskante als unzureichend zu betrachten (Choi et al., 1999; Hammer et al., 1997; Meyer et al., 2007; Meyer et al., 2006).

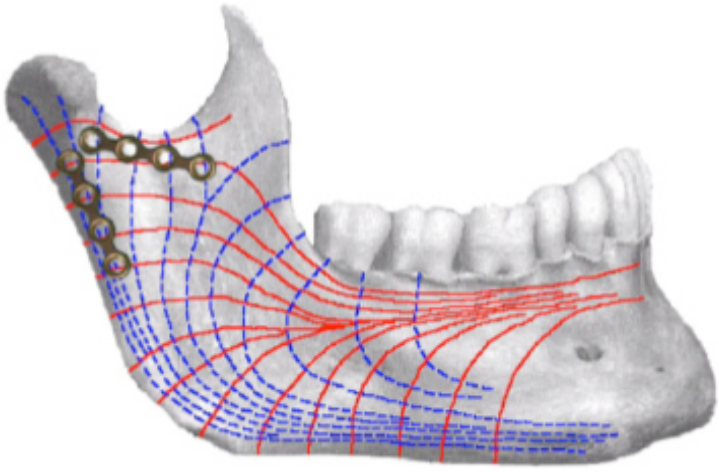


Abbildung 7: Spannungslinienverlauf des Unterkiefers und optimale Position zweier Miniplatten zur Versorgung einer Collum mandibulae Fraktur. Blaue Linien: Druckbelastung entlang der dorsolateralen Ramuskante; Rote Linien: Zugbelastung parallel zur Inzisura semilunaris (Meyer et al., 2007).

Bei einem Bruchgeschehen sind Angriffspunkt und Richtung der Krafteinwirkung, sowie der Knochenquerschnitt und Grad der Mundöffnung ausschlaggebend. Bei geschlossenem Mund und ausreichender Abstützung auf den Molaren ist das Frakturrisiko deutlich geringer, als bei geöffnetem Mund, da hier die Kraft nahezu vollständig auf die Gelenkfortsätze trifft (Rowe 1968). Das Ausmaß der zu absorbierenden Energie, die Dauer der Belastung und seine Verteilung spielen ebenfalls eine entscheidende Rolle (Becker und Austermann 1990). Dennoch ist der Unterkieferknochen bis zu einem bestimmten Maß in der Lage, einer Belastung durch seine Elastizität entgegen zu wirken. Er verformt sich, wobei Zug-Druck-, Schub- oder Biegespannungen auftreten können. Wird das Maß seiner Elastizität überschritten, frakturiert der Knochen. Wird er beispielsweise bei einer zu hohen Biegespannung gleichzeitig auf Druck und Zug belastet, bricht er immer auf der konvexen Zugspannungsseite. Bei Schubspannungen verläuft die Frakturlinie parallel zur Schubrichtung und bei Zugspannungen senkrecht zur Zugrichtung (Rasse 2012).

Nach osteosynthetischer Frakturversorgung sollte das ausgewählte OS-System bzw. die Knochen - OS - Einheit physiologischen Belastungen standhalten, ohne dass es zu Verformungen oder Dislokationen bzw. zur Verbreiterung des Frakturspaltes kommt.

Die aktiven Kräfte der Kaumuskulatur sind meist rein rechnerisch unter zu Hilfenahme des Muskelquerschnitts ermittelt worden. Sie berücksichtigen jedoch

nicht, in wie weit jeder einzelne Muskel am physiologischen Kauvorgang beteiligt ist. Biomechanische Testvarianten wie photoelastic mesurements versuchen Aussagen diesbezüglich zu optimieren. Sie sind jedoch stark vereinfacht und so erschwert die Komplexität des gesamten Kieferbewegungsapparates bis heute eine flexible Analyse der Daten (Meyer et al., 2002; Meyer et al., 2000a; Meyer et al., 2007; Meyer et al., 2000b; Neff et al., 2000). Die Weiterentwicklung der Finite Element Modelle, ermöglichte in den letzten Jahren ein besseres Verständnis für die mandibuläre Biomechanik, was unverzüglich zur Entwicklung neuer unter anderem dreidimensionaler Plattensysteme führte (Meyer et al., 2007; Meyer et al., 2000b; Pileicikiene et al., 2007; Vollmer et al., 2000; Wagner et al., 2002).
Das Collum mandibulae ist dem Kiefergelenk direkt vorgelagert. Dieses führt feinste Dreh- und Gleitbewegungen immer zeitgleich mit dem Kiefergelenk der kontralateralen Seite durch, weshalb es bereits bei geringen Fehlstellungen, beispielsweise nach einseitiger Gelenkhalsfraktur, sehr schnell zu Okklusionsstörungen und konsekutiven Bewegungseinschränkungen kommen kann. Da die Biomechanik der Mandibula unter Einbeziehung dieses Gelenkes vergleichsweise komplex und die offene Reposition aufgrund der topographischen Nähe zur Gl. Parotis und zum N. Fazialis erschwert ist, stellt die osteosynthetische Versorgung hier eine gewisse Herausforderung dar. Die allgemeinen Anforderungen, die an eine suffiziente Osteosynthese gestellt werden, sollten möglichst in allen Punkten erfüllt sein. Dazu zählen neben der exakten anatomischen Reposition, welche funktionsstabil fixiert werden sollte und eine frühzeitige aktive Mobilisierung gewährleisten muss, die Erhaltung einer ausreichenden Durchblutung des betroffenen Areals unter Verwendung möglichst minimalinvasiver Operationsmethoden gewährleistet (Eckelt 2014; Neff 2011; Oestern et al., 1997).

1.5 Diagnostik der Collum mandibulae Fraktur

Die Diagnose einer Collum mandibulae Fraktur lässt sich in der Zusammenschau von Klinik und bildgebenden Verfahren stellen. Dem Untersucher imponiert neben den Schmerzen beim Kauvorgang zumeist eine Bewegungseinschränkung sowie bei dislozierten Frakturen eine Okklusionsstörung. Ein Frühkontakt auf der

betroffenen Seite resultiert aus der Verkürzung der Gelenkhalshöhe ipsilateral. Die Deviation der Mandibula zur frakturierten Seite im Rahmen der Mundöffnung ist ebenso hinweisend. Liegt die Fraktur oberhalb des Ansatzes des M. pterygoideus lateralis kann die sogenannte Bonnetsche Schonhaltung, eine Abweichung der Mandibula zur gesunden Seite, festgestellt werden. Die sich anschließende Röntgendiagnostik zur Sicherung der Verdachtsdiagnose sollte in zwei Ebenen erfolgen. Traditionellerweise werden ein Orthopantomogramm und eine Aufnahme nach Clementschitsch empfohlen. Inzwischen hat die dreidimensionale Untersuchung mittels Computertomographie (CT) oder digitaler Volumentomographie (DVT) die beiden Aufnahmetechniken weitgehend abgelöst. (Eckelt 2014; Neff 2011; Neff et al., 2007a; Rasse 2010b).

1.6 Therapiekonzepte

Die Therapie von Collum mandibulae Frakturen unterliegt noch immer kontroversen Diskussionen (Eckelt 2014). Während bis in die späten Neunziger des letzten Jahrhunderts die konservative Frakturversorgung dominierte, wird heute zunehmend die operative Versorgung dieser Frakturen angestrebt.
Dies ist der Weiterentwicklung der Osteosyntheseverfahren und der chirurgischen Zugangswege gleichermaßen, wie der Etablierung endoskopisch gestützter Operationstechniken zu verdanken. In einem Punkt herrscht allerdings Einigkeit. Egal welche Art der Therapie erfolgt, soll eine ungestörte Funktion der temporomandibulären Funktionseinheit resultieren und dies unter Verwendung möglichst minimalinvasiver Verfahren sowie kurzen Immobilisationszeiträumen, um die Rehabilitation des Kiefergelenks zu unterstützen (Eckelt 2014; Gutwald und Schmelzeisen 2002; Neff 2011; Neff et al., 2007a).
Die Indikationsstellung unterliegt dabei unterschiedlichen Faktoren, wie beispielsweise der Frakturlokalisation, Luxations- und Dislokationsform, Schwere der Begleitverletzungen, Alter, Gesundheitsstatus, Gebisszustand und Compliance des Patienten (Baker et al., 1998; Bos et al., 1999; Eckelt 2014; Neff 2011).
Beim Vorliegen einer offenen oder beidseitigen Collum mandibulae Fraktur, eines Höhenverlustes von über acht Millimetern oder eines größeren Dislokationsgrades

(>30°) wird jedoch die offene Versorgung angeraten (Gutwald und Schmelzeisen 2002).

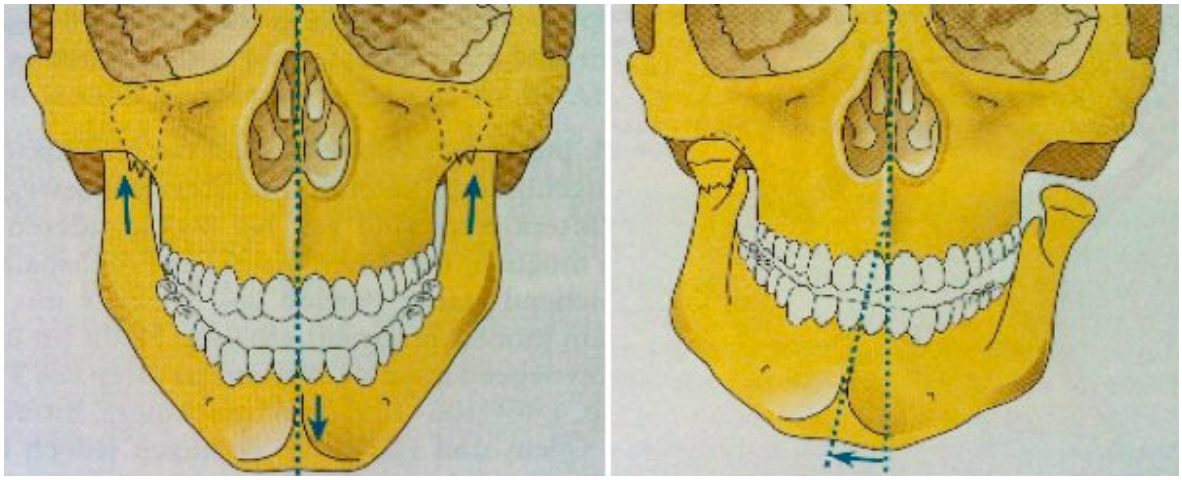


Abbildung 8: links: beidseitige Collum mandibulae Fraktur mit Frühkontakt im Bereich der hinteren Molaren und einem beidseits offenen Biss**, rechts:** einseitige Fraktur des rechten Collum mandibulae mit Abweichung der Mittellinie und einem offenen Biss links (Horch 2007)

Die in der Vergangenheit veröffentlichten Vergleichsstudien, die sich mit dem Thema konservative versus chirurgische Therapie beschäftigten, sind im Allgemeinen eher diskrepant. Für beide Verfahren wurden befriedigende Ergebnisse beschrieben (Andreasen et al., 2008; Brandt und Haug 2003; Eckelt et al., 2006; Ellis 2009; Ellis und Throckmorton 2005; Kokemueller et al., 2012; Santler et al., 1999; Schmidt et al., 2004; Singh et al., 2010). Obgleich es Zielvorstellungen, wie eine normale Mundöffnung oder eine prätraumatische Okklusion mit schmerzfreien Kieferbewegungen gibt (Bos R.R. et al. 1999), lässt sich nur schwer eine Definition für eine „erfolgreiche“ Therapie formulieren. Bemängelt werden bei einer konservativen Versorgung trotz befriedigender Okklusion die suboptimale Reposition der Frakturstücke und die daraus resultierende fehlende Abstützung und funktionelle Fehlbelastung der Kiefergelenke (Neff 2011). Nicht zuletzt aufgrund dieser Tatsache ist in den letzten Jahren ein Anstieg der chirurgischen Versorgungen zu registrieren (Eckelt 2014; Eckelt et al., 2006; Neff et al., 2014).

Bei Kindern und Jugendlichen bis zu einem Alter von acht bzw. 12 Jahren wird im Allgemeinen - auch bei dislozierten und / oder luxierten Frakturen – eine konservative Frakturversorgung empfohlen (Bruckmoser und Undt 2012;

Chrcanovic 2012b; Eckelt 2014; Landes et al., 2008; Lekven et al., 2011; Neff et al., 2014)

1.6.1 Konservativ-funktionelle Therapie

Die adaptive Fähigkeit des Kiefergelenks, sich an veränderte anatomische Verhältnisse anzupassen, wird von Befürwortern der konservativen Therapie und vor allem bei Gelenkfortsatzfrakturen im Kindesalter als Rechtfertigung postuliert. Iatrogene Verletzungen v. a. des N. Fazialis und die geringeren Materialkosten seien hier ebenfalls als ausschlaggebende Argumente zu erwähnen (Andreasen et al., 2008; Chrcanovic 2012a).

Man bedient sich hier zunächst der intermaxillären Fixation (IMF bzw. mandibulo-maxilläre Fixation, MMF) zur Ruhigstellung des Unterkiefers mittels Gummizügen oder Drahtligaturen, ggf. mit Einsatz eines Hypomochlions oder anderer Aufbissbehelfe auf der ipsilateralen Okklusalfläche, um der Ramusverkürzung entgegen zu wirken. Ob diese Distraktion tatsächlich einen therapeutischen Benefit birgt, ist aktuell nicht sicher, da die knöcherne Konsolidierung der distrahierten Fragmente bei der üblichen Immobilisationsdauer von bis zu 14 Tagen nicht abgeschlossen ist (Neff 2011). Die Fixation der Gummizüge oder Drahtligaturen erfolgt zumeist mittels an den Zähnen befestigter Schienen oder besonderer, im Knochen verankerter Schrauben, sogenannter IMF-Schrauben. Bei älteren, zahnlosen Patienten kann ebenso eine Kopf-Kinn-Kappe Einsatz finden (Eckelt 2014).

Der initiale starre Immobilisationszeitraum schwankt und wird zwischen zehn und 14 Tagen angegeben. Abhängig von der Lage und Dislokation der Fraktur kann auch eine prolongierte IMF für bis zu sechs Wochen durchgeführt werden. Im Anschluss daran folgt eine gestaffelte Funktionstherapie abhängig von der individuellen klinischen Situation (Neff 2011; Neff 2012).

Diese „geschlossene“ Behandlung wird aktuell vornehmlich bei hohen, nicht dislozierten oder kindlichen Collum mandibulae Frakturen mit unveränderter Okklusion und ausreichendem Bewegungsumfang angewandt (Brandt und Haug 2003; Chrcanovic 2012a).

Die IMF-Therapie hat einige nicht zu unterschätzende Nachteile. Eine wochenlange starre über die Okklusion fixierte Verbindung von Ober- und Unterkiefer führt zwangsläufig zur Atrophie der Muskulatur. Infolge der nicht selten in Fehlstellung erfolgten Zwangsimmobilisation kommt es zu Bewegungseinbußen im Kiefergelenk bis hin zu Ankylosen. Weiterhin ergeben sich durch die Befestigung der Drahtligaturen an den Zähnen Schäden des Parodontiums. Darüber hinaus können durch den steten vertikalen Druck auf die Facies articularis relativ zügig Kiefergelenksschmerzen nach Rückgang des eigentlichen Frakturschmerzes entstehen. Je kürzer die Immobilisationsdauer desto geringer sind die daraus resultierenden Schäden (Eckelt 2014; Neff et al., 2014; Neff et al., 2007a).

1.6.2 Chirurgische Therapie

Die operative Therapie einer Gelenkhalsfraktur dient der Wiederherstellung von Okklusion und vertikaler Höhe.

Verfechter der sogenannten ORIF (offene Reposition Interne Fixation) argumentieren mit besseren Behandlungserfolgen, die vor allem durch die Möglichkeit einer exakten Reposition mit anschließender Fixation und zügiger Mobilisation erreicht werden können. Damit sind kürzere Therapiezeiten mit schnellerer Rekonvaleszenz des Patienten verbunden, was sich nicht zuletzt im Vergütungsmodell der DRG (Diagnosis Related Groups) günstig auswirkt (Eckelt 2014; Eckelt et al., 2006; Schneider et al., 2008).

Osteosynthesen an langen Röhrenknochen sind seit Ende des 19. Jahrhunderts möglich und mit den Jahren an Erfahrung immer erfolgreicher durchgeführt worden. Aufgrund der komplexen Biomechanik des Unterkiefers stellte die osteosynthetische Frakturbehandlung hier eine größere Herausforderung dar. Die erste chirurgische Versorgung am Kiefergelenk wurde 1924 publiziert. Bis in die fünfziger Jahre wurden zur Osteosynthese hauptsächlich Drahtligaturen in verschiedenen Ausführungen verwendet, die jedoch aufgrund der hohen Beweglichkeit der Frakturenden eine lange Immobilisation mit allen daraus resultierenden Komplikationen notwendig machten (Eckelt 2014; Perthes 1924; Spiessl und Schroll 1972). In den späten Sechzigern wurden sogenannte dynamische Kompressionsplatten eingeführt, die durch eine besondere

Gestaltung der Schraubenlöcher eine sich annähernde Bewegung der Fragmente bewirkte. Hierdurch wird der Frakturspalt komprimiert, was der Frakturheilung zugutekommen soll (Becker und Austermann 1990; Luhr 1968; Neff et al., 2007b).

Ein weiterer Ansatz in der Versorgung von Unterkieferfrakturen besteht in der Verwendung winkelstabiler OS-Systeme. Die Geschichte der winkelstabilen Osteosyntheseplatten begann Anfang der dreißiger Jahre des letzten Jahrhunderts. Hier wurde erstmals ein Plattensystem vorgestellt, bei dem ein Schraubenkopf mit einem Gewinde versehen wurde. Diese Schraube wurde in einem gewindetragenden Plattenloch fixiert, wodurch eine feste Verbindung zwischen Schraube und Platte erzeugt wurde (Reinhold und Collin et Cie 1931; Wolter 1999; Wolter und Jürgens 2006; Wolter et al., 2001). Auf der Grundlage dieses Gewinde-in-Gewinde-Systems entstanden die aus der Extremitätenchirurgie bekannten Fixateure externe. Aufgrund einiger Nachteile, wie beispielsweise der Wundinfektion, sind die modernen Plattenfixateur-systeme komplett unter die Haut bzw. Schleimhaut verlagert worden und werden seither als Fixateur interne bezeichnet. Schrauben und Platte verfügen über ein eigenes Gewinde, sodass sie eine verblockte Einheit (locked system) bilden, wobei der Kraftträger (OS-platte) nicht mehr auf den frakturierten Knochen gepresst werden muss, da die Stabilität der Osteosynthese nicht mehr vom Kontakt zwischen Knochen und Platte abhängt (Egol et al., 2004; Wagner 2003). Somit entfällt auch das vorherige Anbiegen bzw. das präzise Anpassen der Platte durch den Chirurgen. Der Spalt zwischen Knochenoberfläche und Osteosyntheseplatte schont die periostale Durchblutung der Fragmente durch ausbleibende Kompression.

Im Rahmen der Plattenosteosynthese werden im Gesichtsschädel heute bevorzugt Miniplatten eingesetzt. (Choi et al., 1999). Studien zeigten jedoch, dass eine einzelne Miniplatte im Bereich des Collum mandibulae aufgrund vermehrter Ermüdungsbrüche, die durch Rotationskräfte verursacht werden, keine funktionsstabile Frakturversorgung darstellt (Bos et al., 1999; Conci et al., 2015; de Jesus et al., 2014; Meyer et al., 2006; Neff 2011; Neff 2012; Pilling et al., 2010). Um diesen Nachteil zu korrigieren, wurden Untersuchungen mit zwei Miniplatten am Collum mandibulae durchgeführt, was zu deutlich stabileren

Osteosynthesen führte. Das Positionieren dieser zwei Platten gestaltete sich jedoch besonders bei grazilen Colla mandibulae sehr mühsam. Moderne Osteosynthesematerialien wurden an die Anatomie des Gelenkfortsatzes angepasst und zugunsten einer vereinfachten Handhabung modifiziert. Heute stehen verschiedene Osteosyntheseplatten zur Verfügung, deren Auswahl von den jeweiligen anatomischen Gegebenheiten und den Präferenzen des Operateurs abhängt.

Abbildung 9: Übersicht einiger Plattensysteme für die Versorgung von Gelenkfortsatzfrakturen (Neff 2012)

Eine weitere Methode der Frakturversorgung wurde Anfang der Achtziger durch Eckelt publiziert (Abb. 10). Hierbei handelt es sich um eine Zugschrauben-osteosynthese des Collum mandibulae. Eine Schraube mit apikalem Gewinde wird vom Kieferwinkel in Richtung des Gelenkhalses eingebracht, wodurch es zur Kompression des Frakturspaltes kommt (Eckelt und Gerber 1981; Eckelt und Hlawitschka 1999). Diese Methode wurde im Verlauf mehrmals modifiziert, fand jedoch keine breite Anwendung (Eckelt 2014; Krenkel 1992).

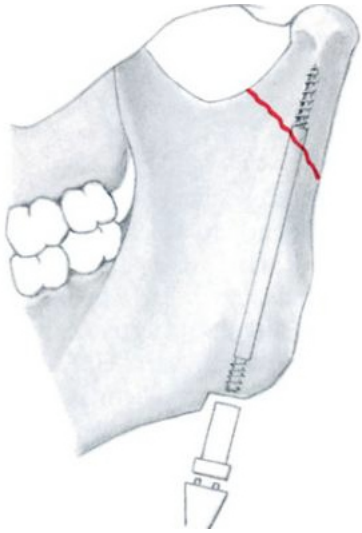


Abbildung 8: Zugschraubenosteosynthese nach Eckelt (Rasse 2012)

Auf die Entfernung des Osteosynthesematerials im Gelenkfortsatzbereich wird angesichts der Gefahr einer Verletzung des Nervus facialis in der Regel verzichtet (Neff 2011).

Dank ihrer äußerst patienten- und behandlerfreundlichen Anwendung waren auch resorbierbare Osteosyntheseplatten aus Poly-L-lactid für die Versorgung von Condylusfrakturen von hohem Interesse. Sie lassen sich durch leichte Erwärmung im Wasserbad perfekt anpassen und sind nach circa 12 - 14 Monaten vollständig resorbiert. 1997 wurden sie auch im Fachbereich der Kiefer- und Gesichtschirurgie eingesetzt, konnten sich jedoch wegen mangelnder Stabilität nach der Frakturversorgung im Bereich des Collum mandibulae nicht durchsetzen (Bessho et al., 1997; Bos 2005; Dayi und Omezli 2011). Weitere Studien müssen zeigen, ob diese resorbierbaren Materialien eine Alternative für Titan darstellen können (Eckelt 2000; Muller-Richter et al., 2011; Neff et al., 2007b; Rasse 2000; Schneider et al., 2012)
Dennoch kann mit ihnen bei kindlichen Frakturen, in der orthognaten Chirurgie oder einfachen Fortsatzfrakturen vollständig bezahnter Patienten eine ausreichende Fixation erzielt werden (Dayi und Omezli 2011; Landes und Ballon 2006; Landes et al., 2014).

1.7 Operative Zugänge im Rahmen der Frakturversorgung

Die Wahl des Osteosyntheseverfahrens zur Frakturversorgung ist unter anderem vom gewählten Zugangsweg abhängig. Daher ist eine präzise präoperative Diagnostik zwingend erforderlich. Einen allgemeinen Konsens über die Wahl desselben gibt es jedoch nicht. Letztlich ist hierfür die individuelle klinische Situation entscheidend. Anhand der radiologisch festgelegten Höhe der Fraktur, dem Dislokationsgrad der Fragmente und in Abhängigkeit von Knochenangebot und allgemeinem Gesundheitszustand des Patienten wird entschieden, wie die Fraktur zu versorgen ist. Prinzipiell muss die Fraktur gut darzustellen sowie zu reponieren sein. Die operativen Risiken, vor allem im Hinblick auf eine potentielle Schädigung des N. facialis, sollten gut abgewogen werden.
In den folgenden Tabellen werden die üblichen Zugangswege zum Gelenkhals und zur Gelenkfortsatzbasis (Tabelle 3) sowie zum Kiefergelenk selbst (Tabelle 4) beschrieben:

Tabelle 3: Zugangswege zum Gelenkhals und zur Gelenkfortsatzbasis (modifiziert nach Neff 2011) (Neff 2011).

Zugang zur Fraktur	Autor	Jahr
Submandibulär	Perthes, Risdon	1924, 1934
Angulär / Periangulär	Rasse, Eckelt, Meyer	1993, 2000, 2006
Retromandibulär	Ellis III, Chossegros	1995,1996
Retromandibulär-transparotideal	Manisali, Vogt, Vesnaver	2003, 2005, 2006
Transmassetär-anteroparotideal	Wilson	2005
Anteroparotideal	Tang	2009
Intraoral / Enoral	Silvermann , Steinhäuser	1925, 1964

Tabelle 4: Zugangswege zum hohen Collum mandibulae und zum Kiefergelenk (modifiziert nach Neff) (Neff 2011).

Zugang zur Fraktur	Autor	Jahr
Präaurikulär	Lindemann, Nieden, Al-Kayat	1925, 1934, 1979
Präaurikulär-retrotrageal	Dingmann	1944
Endaural-transtrageal	Rongetti, Davidson	1954, 1956
Aurikulär (temporal extendiert)	Rasse	1992
Retroaurikulär	Brockenheimer, Axhausen	1920, 1931
Perimeatal (retroaurikulär extendiert)	Eggleston	1978

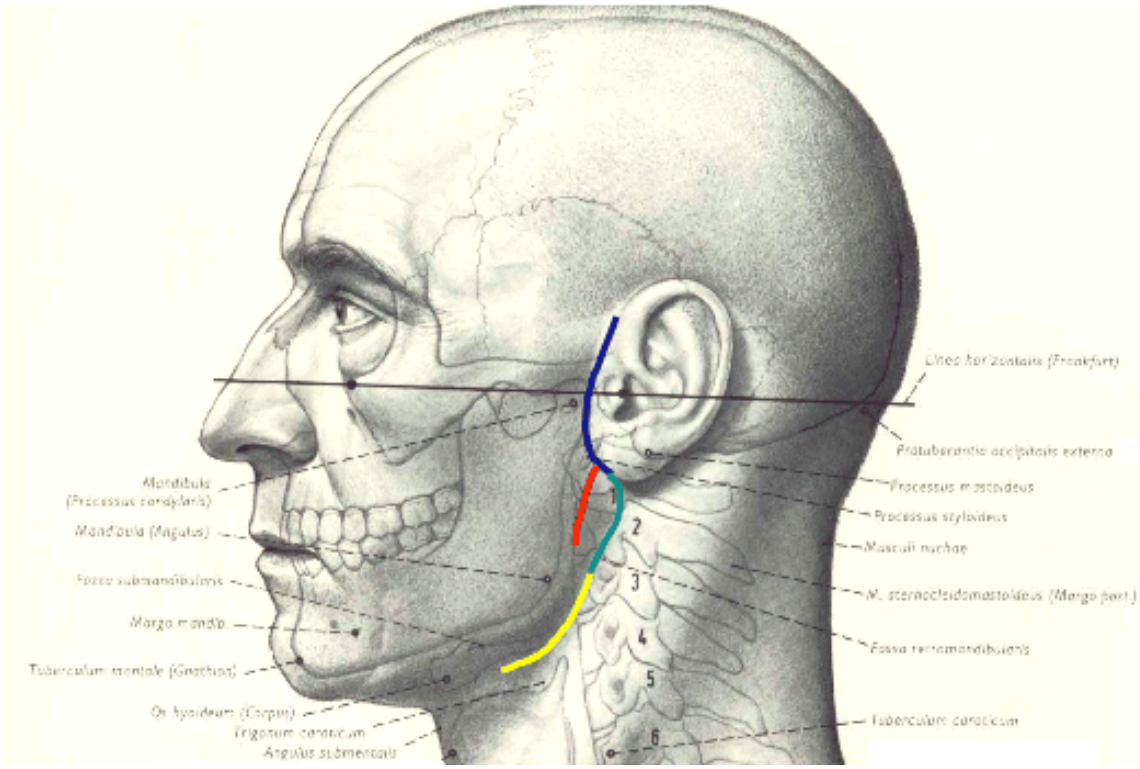


Abbildung 9: Zugänge zur operativen Versorgung von Collum mandibulae Frakturen; Blau präaurikulär; grün: retromandibulär; gelb: submandibulär (Neff 2012).

Über die aurikulären Zugänge (Tabelle 4, Abbildung 11) lässt sich die eigentliche Kiefergelenksregion gut darstellen.
Im Rahmen dieser Studie wurde die Situation am frakturierten Collum mandibulae untersucht, weshalb die Zugänge von sub- und retromandibulär, der perianguläre sowie der enorale Zugang bedeutsam sind. Aufgrund dessen werden im Folgenden ausschließlich diese näher erläutert.

1.7.1 Extraorale Zugänge

Zu den extraoralen Darstellungsmöglichkeiten der Gelenkhalsbasis zählen der sub- und retromandibuläre sowie der anguläre Zugang. Über ersteren, auch als Risdon-Zugang bezeichnet, gelingt eine gute Übersicht auf basale Frakturen des Gelenkfortsatzes. Die Inzision erfolgt wie bei Kieferwinkelfrakturen ca. zwei Querfinger unter dem Mandibularand. Er gilt als einer der komplikationsärmeren Operationswege, was operative Begleittraumata wie Nervenschädigungen oder Verletzungen der Glandula parotis beziehungsweise des Gehörganges betrifft (Eckelt 2000; Eckelt 2014; Spiessl und Schroll 1972). Nachteilig ist jedoch die sekundäre Quetschung des Gewebes unterhalb der Operationshaken, da zwischen Hautinzision und Lokalisation der Fraktur im Vergleich zu anderen Zugangsmöglichkeiten eine relativ große Distanz liegt, wodurch ggf. der Ramus marginalis des Nervus facialis verletzt werden kann (Eckelt 2000; Eckelt 2014; Handschel et al., 2012) (Abb. 12).

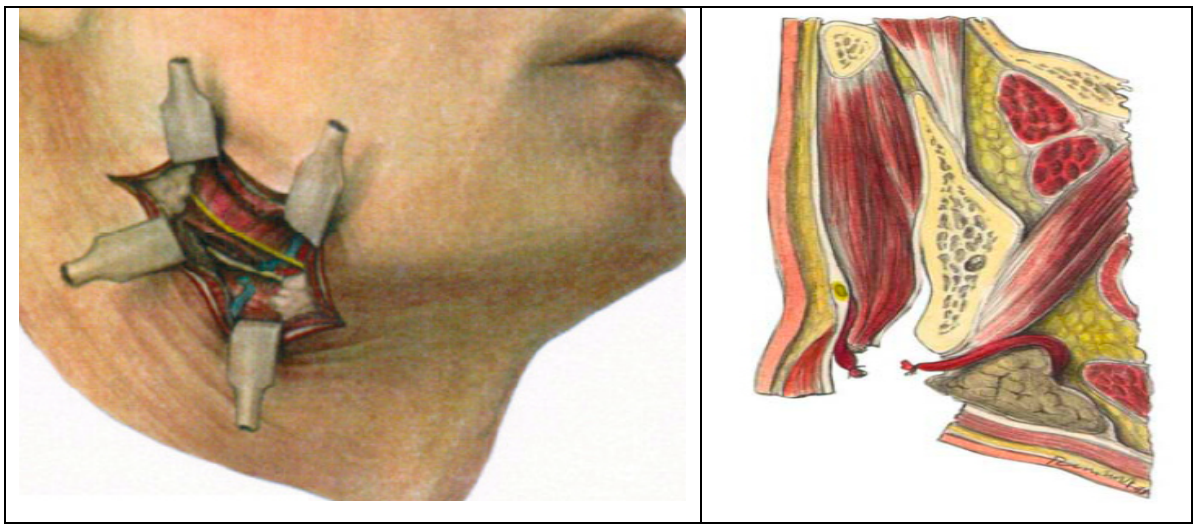


Abbildung 10: submandibulärer Operationszugang; links Schnittführung, rechts Präparation der Muskulatur (Härle et al., 2009)

Um eine Verletzung des Ramus marginalis des Nervus facialis zu umgehen, modifizierte Eckelt den submandibulären Zugang, indem knapp unterhalb des Angulus mandibulae ein bogenförmiger Hautschnitt angelegt wird. Die weitere Präparation wird epiplatysmal durchgeführt. Anschließend wird circa ein Zentimeter oberhalb des Unterkieferrandes das Platysma und der M. masseter getrennt und die Fraktur dargestellt. Da der Ramus marginalis des Nervus facialis sich in diesem Bereich unterhalb des Mandibularandes befindet, kann er geschont werden (Eckelt 2000; Eckelt 2014; Handschel et al., 2012) (Abb. 13).

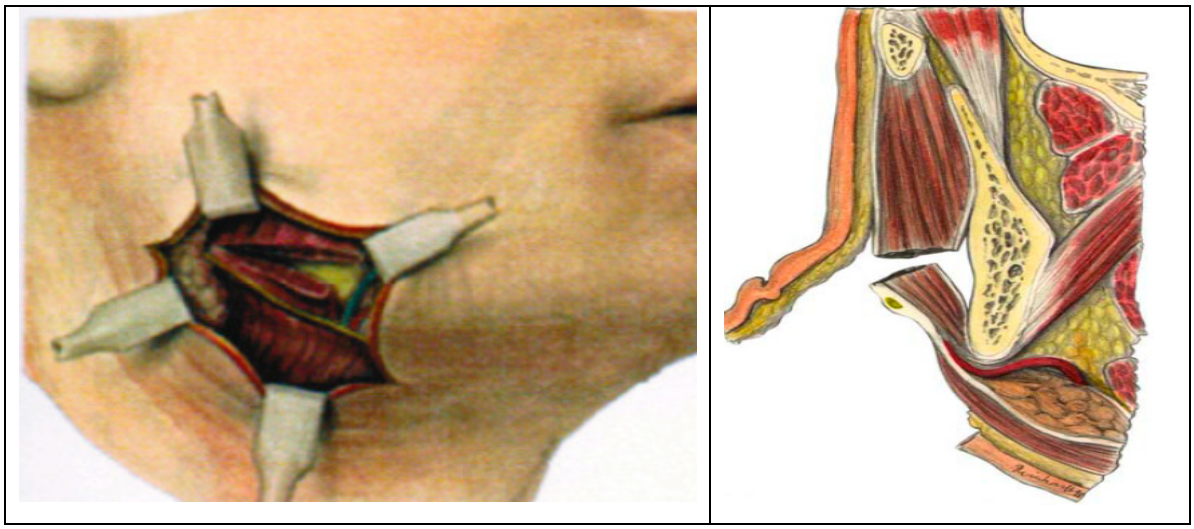


Abbildung 11: Periangulärer Operationszugang: links Schnittführung, rechts Präparation der Muskulatur (Härle et al., 2009)

Die Schnittführung beim retromandibulären Zugang (Abb. 14) beginnt circa einen Zentimeter unterhalb vom Ohrläppchen und wird parallel zur Ramushinterkante nach kaudal bis zu drei Zentimeter erweitert. Nach scharfer Eröffnung der Parotiskapsel wird die Fraktur dargestellt. Vorteil dieses Zuganges ist ein kurzer Weg zur Fraktur, eine gute Übersicht und unauffällige Narbe. Als Komplikation kann unter anderem eine postoperative Speichelfistel und ein Frey – Syndrom (gustatorische Hyperhidrose) resultieren (Balaji 2013; Eckelt 2000; Eckelt 2014; Handschel et al., 2012; Lima et al., 2011; Yang und Patil 2012).

Abbildung 12: Schnittführung beim retromandibulären Zugang (Eckelt 2014).

Die Äste des Nervus facialis können bei allen Zugangswegen mittels Elektrostimulation identifiziert und geschont werden, obgleich die Gefahr ihrer Verletzung als Operationsrisiko besteht. Eine temporäre Schädigung ist in der Literatur mit bis zu 48% angegeben (Neff et al., 2007a; Prabhu et al., 2012). In Abbildung 15 wird die Lagebeziehung des Nervus facialis zu Collum und Caput mandibulae nochmals veranschaulicht.

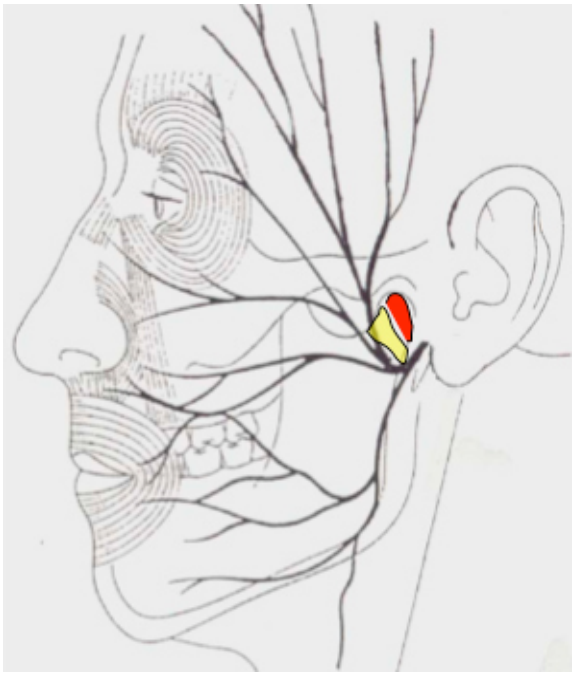


Abbildung 13: Lagebeziehung des N. facialis zum Collum und Caput mandibulae. schwarz: N. facialis; gelb: Collum mandibulae; rot: Caput mandibulae (Neff 2012)

1.7.2 En-/ transoraler Zugang

Dieser Operationsweg vermeidet vorteilhaft die äußerlich sichtbare Narbenbildung. Die Schnittführung erfolgt entlang der Linea obliqua externa mandibulae. Nach Darstellung der Frakturenden können diese mittels Spezialinstrumenten und Elevatorien reponiert werden. Abhängig von Lage und Verlauf der Frakturlinie wird dieser Zugang gelegentlich durch einen transbukkalen Zugang erweitert. Die Übersichtlichkeit ist jedoch begrenzt, weshalb unter endoskopischer Kontrolle gearbeitet werden sollte (Neff et al., 2014; Neff et al., 2007a). Über abgewinkelte Endoskope kann die Stellung vor allem des dorsalen Gelenkfortsatzrandes überprüft werden. Das Endoskop kann entweder durch selbigen Zugang oder aber von submandibulär, was jedoch eine kleine sichtbare extraorale Narbe hinterlässt, eingeführt werden. Die Bohrungen und anschließende Fixierung der Platte(-n) erfolgen entweder mit abgewinkelten Instrumentarien oder über den transbukkalen Zugang. Am besten lassen sich so gering und / oder nach lateral dislozierte Frakturen der Gelenkhalsbasis und der mittleren Gelenkhalsregion versorgen (Neff et al., 2014; Rasse 2000). Vorteil der endoskopisch assistierten transoralen Vorgehensweise besteht in der Reduktion der notwendigen Zugangswunde und der Schonung des Nervus facialis im Gegensatz zu anderen Verfahren (Kokemueller et al., 2012; Schiel et al., 2013; Schmelzeisen et al., 2009; Schön et al., 2003).

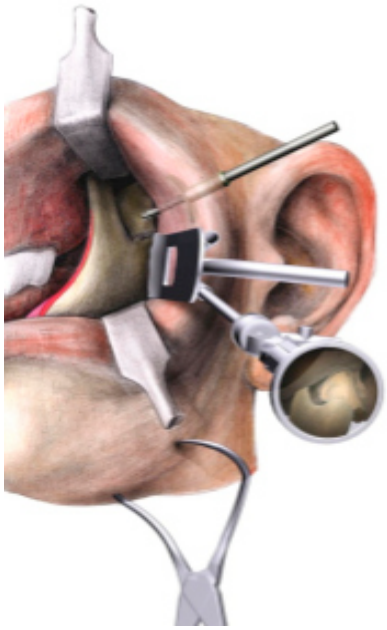


Abbildung 14: Enoraler Zugang unter endoskopischer Kontrolle (Härle et al., 2009)

2. Fragestellung / Zielsetzung

Die optimale Therapie der Unterkiefergelenkfortsatzfrakturen wird nach wie vor kontrovers diskutiert. Immer mehr setzt sich jedoch die chirurgische Versorgung dislozierter, luxierter und bilateraler Frakturen durch (Eckelt 2014; Neff 2011; Neff et al., 2014). Um eine adäquate Knochenheilung einer osteosynthetisch versorgten Fraktur zu gewährleisten, müssen folgende Kriterien erfüllt werden: eine exakte Reposition, eine suffiziente interfragmentäre Abstützung sowie eine stabile Osteosynthese.

Es existiert eine Vielzahl von Studien über die umstrittene Versorgung von Collum mandibulae Frakturen (Alkan et al., 2007; Ellis 2009; Ellis und Throckmorton 2005; Lauer et al., 2007; Meyer et al., 2007; Meyer et al., 2006; Meyer et al., 2008; Pilling et al., 2010; Schneider et al., 2012; Tominaga et al., 2006). In den voran gegangenen Jahren beschäftigte sich unter anderem die Gruppe um Meyer in diversen experimentellen Versuchen intensiv mit dem Kraftlinienverlauf der Gelenkfortsatzregion (Meyer et al., 2002; Meyer et al., 2007; Meyer et al., 2006; Meyer et al., 2008; Meyer et al., 2000b). Dies führte zu Überlegungen, die aufwändige Standardversorgung (DPO) einer Collum mandibulae Fraktur durch Einzelplattenkonstruktionen abzulösen.
Darauf basierend, wurden speziell für die Versorgung von Basisfrakturen des Kiefergelenkfortsatzes die TriLock Delta Condylus Trauma Platte und etwas später die Y-Platte nach Hakim konstruiert. Beide Schrauben-Platten-Systeme finden aktuell Verwendung bei der Fixation dieser Fraktur.

Ziel der vorliegenden *in vitro* Studie ist es, den Osteosyntheseverbund dieser Implantate mit dem der Standardversorgung (zwei 4-Loch-MP, DPO) zu vergleichen und ihre Eignung zur Versorgung einer basalen Collum mandibulae Fraktur zu prüfen. Dazu wurden diese drei Osteosynthesevarianten biomechanischen Tests bezüglich ihrer Verbundstabilität und Rigidität unterzogen und die Ergebnisse miteinander verglichen.

Folgende Fragen sollten in diesem Rahmen beantwortet werden:

1. Welche maximale Krafteinwirkung führt zum Versagen der OS (in N)?

2. Existieren Differenzen hinsichtlich der biomechanischen Belastbarkeit innerhalb der untersuchten Gruppen?

3. Existieren Differenzen hinsichtlich der biomechanischen Stabilität innerhalb der untersuchten Gruppen?

4. Sind diese Unterschiede erheblich genug, dass sie von klinischer Bedeutung sein könnten?

3. Material und Methoden

In der vorliegenden Arbeit werden drei Implantatsysteme, welche bei der speziellen Versorgung von Gelenkhalsbasisfrakturen bereits Einzug in den klinischen Alltag gefunden haben, miteinander verglichen. Es erfolgen Testungen hinsichtlich ihrer Steifigkeit und der maximalen Belastungsgrenze in einem etablierten biomechanischen Versuchsmodell.

3.1. Vorstellung der verwandten Osteosynthesesysteme

3.1.1. 4-Loch -Miniplatte

Die im Rahmen dieser Studie verwandten geraden 4-Loch-Miniplatten (Medicon®, Tuttlingen, Deutschland) sind aus Reintitan, haben einen acht Millimeter langen Steg und eine Gesamtspanne von 21,5 mm. Ihre Stärke beträgt einen Millimeter.

Abbildung 15: Die im Rahmen dieser Studie verwandte 4-Loch-Miniplatte der Firma Medicon®

3.1.2 TriLock Delta Condylus Trauma Platte

Bei der TriLock Delta Condylus Trauma Platte (Medartis®, Basel, Schweiz) handelt es sich ebenfalls um eine Reintitanplatte mit dem Härtegrad IV, welche jedoch mit 1,3 mm etwas dicker ist. Sie ist dreieckig gebaut. Schrauben und Platte verfügen über ein eigenes Gewinde, sodass sie eine verblockte Einheit (locked system) bilden.

Abbildung 16: TriLock Delta Condylus Trauma Platte der Firma Medartis®

3.1.3 Y-Platte nach Hakim

Diese Platte hat die Form eines umgedrehten Ypsilons, besteht aus Reintitan Grad II und ist, wie die 4-Loch-MP einen Millimeter stark. Der Steg misst hier 14 mm, während sie insgesamt 31 mm lang ist. Ihr kaudaler Winkel beträgt 47,5°. In dieser Studie wurden zehn Platten mit selbstschneidenden- und weitere zehn Platten mit selbstbohrenden Schrauben der Firma Medicon®, Tuttlingen, Deutschland befestigt.

Abbildung 17: Y-Platte der Firma Medicon®

Um eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse hinsichtlich der Plattenstabilität zu ermöglichen, wurden alle Platten mit sieben Millimeter langen Schrauben befestigt. Der Schraubendurchmesser betrug immer zwei Millimeter.
Zur besseren Veranschaulichung werden die verwandten Osteosynthesesysteme in folgender Tabelle zusammengefasst.

Tabelle 5: tabellarische Darstellung der verwandten Osteosynthesesysteme

Implantat	Schrauben
Zwei gerade 4-Loch-MP L ges.: 21,5 mm; L Steg: 8mm; Stärke: 1mm; Reintitan; HG: II	**Selbstschneidende Schrauben** L x Ø: 7 x 2 mm, Reintitan jew. 4 Stk. monokortikal
Y-Platte L ges.: 31mm; L Steg: 14mm; Winkel: 47,5°; Reintitan; HG: II	**Selbstschneidende Schrauben** L x Ø: 7 x 2 mm, Reintitan jew. 6 Stk. monokortikal
Y-Platte L ges.: 31mm; L Steg: 14mm; Winkel: 47,5°; Reintitan; HG: II	**Selbstbohrende Schrauben** L x Ø: 7 x 2 mm, Reintitan jew. 6 Stk. monokortikal
TriLock Delta Condylus Trauma Platte L: 20 mm; B:12 mm; Stärke: 1,3 mm; Reintitan; HG: IV	**Winkelstabile Schrauben** L x Ø: 7 x 2 mm, Reintitan jew. 4 Stk. monokortikal

3.2 Testkiefer

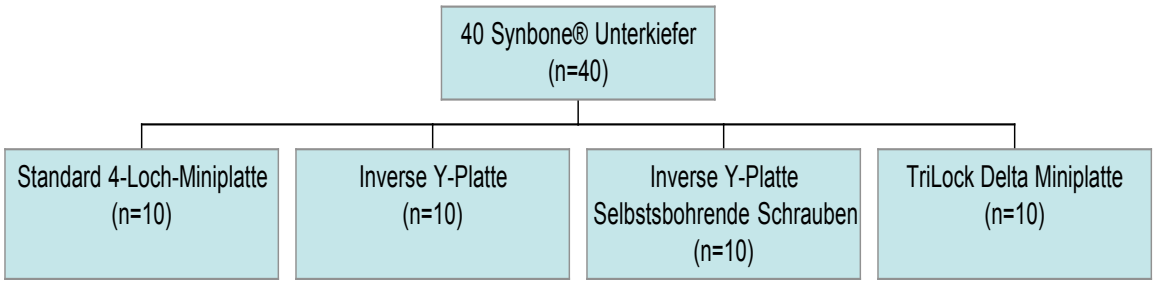
Bei den Mandibulae, die im Rahmen dieser Studie verwandt wurden, handelt es sich um synthetische Unterkiefer (Synbone® 8590 mandible) der Firma Synbone® (Synbone® AG, Malans, Schweiz). Sie bestehen aus Polyurethanschaum und weisen annähernd die Eigenschaften von humanen Unterkieferknochen auf. Daher eignen sie sich zur biomechanischen Testung im Rahmen der vorliegenden Arbeit (Duda et al., 2002; Haug et al., 2001; Haug et al., 2002).

Abbildung 18: Synbone® Unterkiefer 8590

3.3 Studiendesign

40 synthetische Unterkieferknochen der Firma Synbone (Synbone® - 8590 Mandible, SYNBONE AG Malans, Schweiz) wurden in vier Gruppen mit jeweils zehn Mandibulae unterteilt. Die zehn Unterkiefer der ersten Gruppe dienten den Stabilitätstestungen der DPO. Die zweite und dritte Gruppe (n=10) dienten zur Untersuchung der Y- Platte mit unterschiedlichen Schraubentypen (Tabelle 5), während die vierte Gruppe (n=10) zur Untersuchung der TriLock Delta Condylus Trauma Platte herangezogen wurde. Die Unterkiefer wurden dazu wie unter Punkt 3.3.1 beschrieben, vorbereitet.

VERSUCHSDESIGN



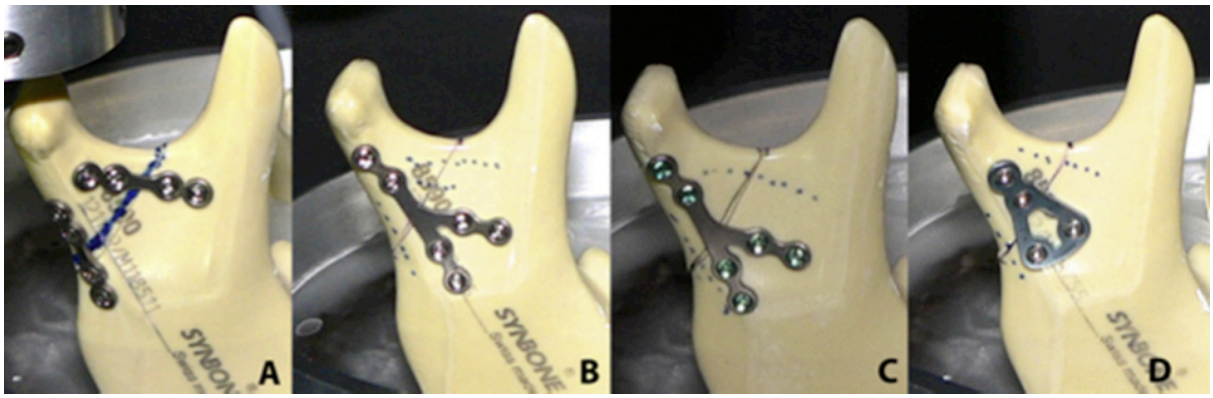


Abbildung 20: Die im Rahmen dieser Studie verwandten Osteosyntheseverfahren: (A) zwei 4-Loch-MP, (B) Y-Platte mit selbstschneidenden Schrauben, (C) Y-Platte mit selbstbohrenden Schrauben, (D) TriLock Delta Condylus Trauma Platte

3.3.1 Standardisierte Vorbereitung der Unterkiefer

Jeder rechtsseitige Gelenkfortsatz wurde in Anlehnung an Meyer 2006 mit einer definierten Osteotomielinie versehen (Meyer et al., 2006). Diese schräg von der dorsalen Ramuskante zum tiefsten Punkt der Incisura semilunaris verlaufende Linie ist auf der folgenden Abbildung nachzuvollziehen. Der Schnittpunkt der Ramuskante liegt dabei auf der Hälfte des Abstandes zwischen Condylus und Kieferwinkel.

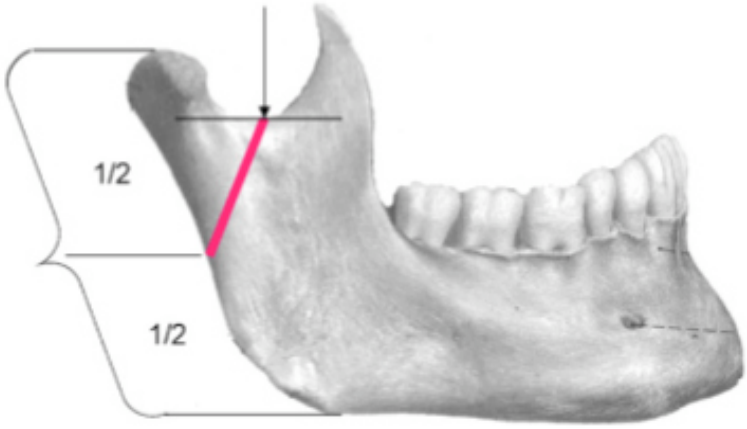


Abbildung 21: Markierung der standardisierten basalen Collum mandibulae Fraktur nach Meyer et al. 2006

Um die Präparationen der Kiefer reproduzierbar zu gestalten, wurde eine Bohr- und Sägeschablone aus selbsthärtendem Kunststoff hergestellt (Fimo Air, Staedtler, Nürnberg, Deutschland), in welche die Mandibulae eingespannt werden konnten. Zudem war so nach der Osteotomie eine exakte Reposition der Fragmente zu gewährleisten. Die Bohrungen wurden unter strikter Einhaltung der Bohrrichtung senkrecht zur Knochenoberfläche durchgeführt. Serie drei, bei der selbstbohrende Schrauben verwandt wurden, erhielt selbstverständlich keine Vorbohrung (Abb. 24).

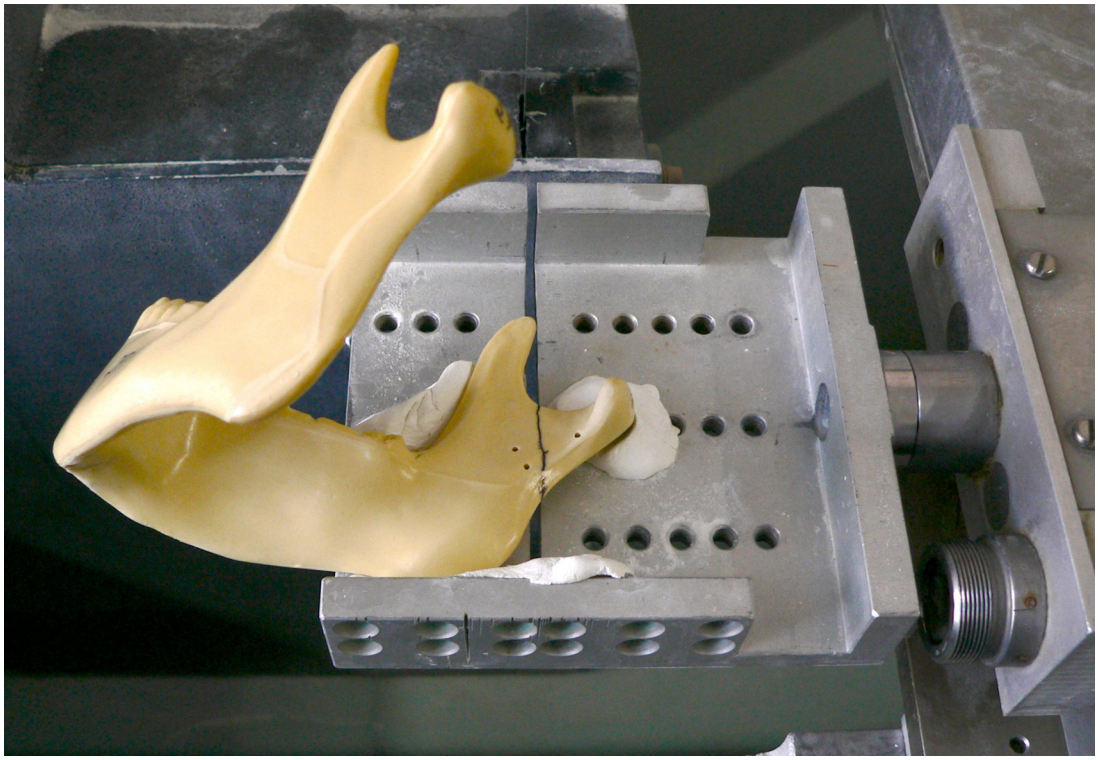


Abbildung 22: Präparation der Unterkiefer.

Alle Osteosyntheseplatten wurden zunächst am intakten Kiefer nach Herstellerempfehlung teilfixiert. Dabei wurden so wenig wie möglich Bohrlöcher besetzt und auf die Verblockung verzichtet.

Die zehn Mandibulae der ersten Serie wurden mit zwei 4-Loch-Miniplatten, die der Zweiten mit Y-Platten versehen. Die dritte Serie wurde mit Y-Platten und selbstsbohrenden Schrauben und die vierte Testreihe wurde mit den TriLock Delta Condylus Trauma Platten versorgt. Bis auf die letztgenannten Platten wurden alle an die Oberfläche des Kiefers mittels Biegezangen angepasst. Anschließend wurden die Osteosyntheseplatten wieder entfernt und die artifizielle Fraktur entlang der vordefinierten Osteotomielinie mittels einer Diamant-Band-Säge und 100µm breitem Sägeblatt (Exakt 310, Norderstedt, Deutschland) vollzogen. Auf diese Weise resultierte ein interfragmentärer Spalt von 300 µm. Im Anschluss erfolgte die Refixation der Implantate in der zuvor angefertigten Bohr- und Sägeschablone.

3.3.2 Biomechanische Testung

Für die Ermittlung der durchschnittlichen Belastbarkeit der Synbone®-Unterkiefer erfolgten im Voraus biomechanische Versuche ohne Implantate.
Die Belastungen konnten in allen Bereichen bis zu einer Krafteinleitung von 200 *N* erfolgen. Ein Überschreiten dieses Wertes führte in der Regel zu einer Zerstörung des Modells im Bereich des grazilen Gelenkhalses.

Für die standardisierte Fixation und reproduzierbare Testung wurde, wie bereits in vorangegangenen Studien beschrieben (Duda et al., 2002; Haug et al., 2001), eine Abformung der Probenbasis mit PMMA-Giesharz (Technovit 4006, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim) anfertigt. So konnten alle Kiefer einheitlich in einen Edelstahltopf eingebettet und Positionsfehler vermieden werden. Gleichzeitig wurden zwei Gewindestangen für die stabile Fixierung der Proben mit eingegossen (Abb. 25).
In der Literatur erfolgte die Simulation der Lasteinleitung in vitro über Seilzüge (Meyer et al., 2000a; Meyer et al., 2006; Meyer et al., 2000b). Analog den Spannungsverläufen, aber umgekehrt zur physiologischen Situation am Gelenkhals, wurden die Mandibulae in der vorliegenden Arbeit während der Krafteinleitung fest eingespannt. Damit dies anatomisch korrekt und den Kraftvektoren entsprechend ablaufen kann, wurde die Kieferbasis nicht waagerecht in der Abformung fixiert, sondern so, dass der Ramus vertikal ausgerichtet ist.
Die Muskelkräfte wurden mechanisch durch eine Stahlplatte auf den Inzisiven und eine senkrecht auf den Condylus wirkende Kraft simuliert. Zur zusätzlichen Stabilisierung wurden Gewindestangen eingebettet, an denen der Processus coronoideus über einen Wantenspanner befestigt werden konnte (Abb. 25 und 26).

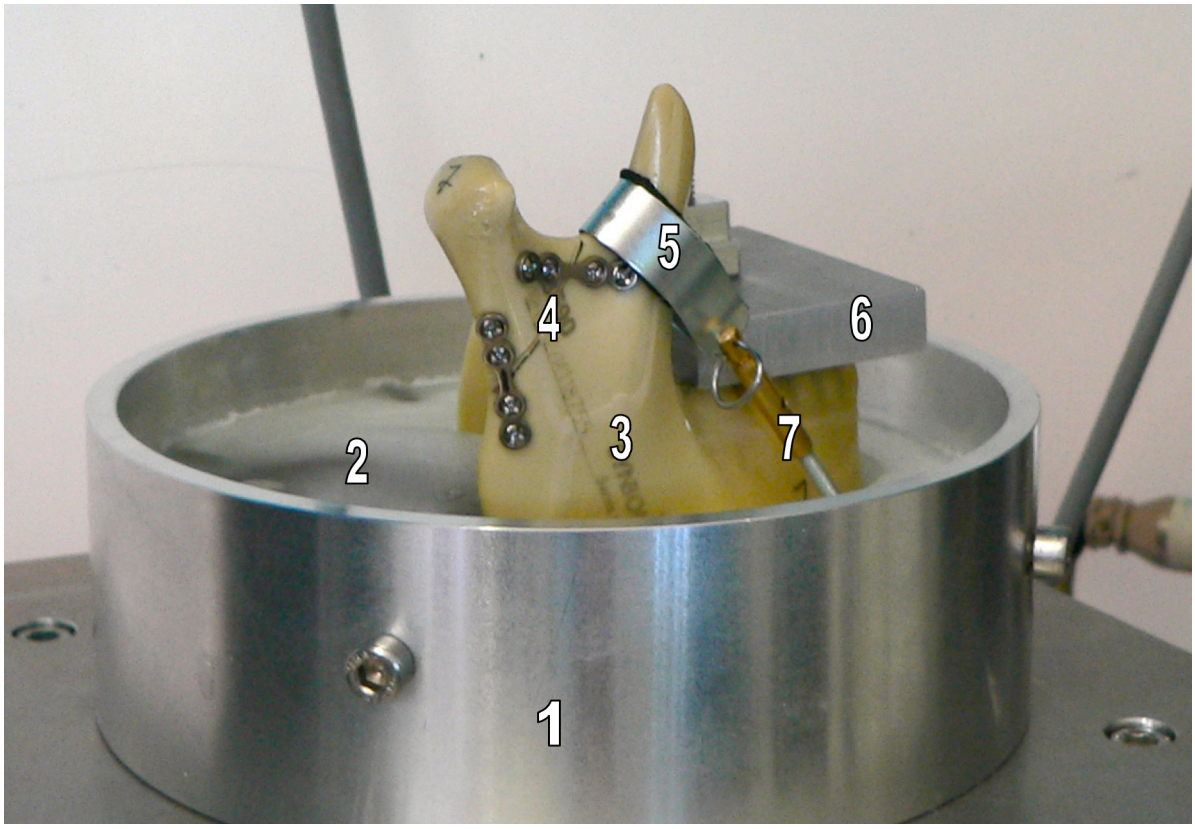


Abbildung 23: Kieferknochen eingebettet in einem Edelstahltopf für die Versuchsanordnung. 1: Stahltopf mit 2: PMMA Masse, 3: Unterkiefer in PMMA Masse befestigt, 4: Fraktur mit Osteosyntheseplatten, 5: Wantenspanner, 6: Stahlplatte für die Simulation der Kraft auf die Inzisiven, 7: Gewindestangen für Fixierung der Proben

Für die Krafteinleitung wurde eine etablierte Material-Test-Maschine verwendet (Zwick 1456, Ulm, Deutschland). Über einen PMMA-Abdruck des Kiefergelenkköpfchens, der sich zusammen mit einem Kraftsensor (Nennbereich ± 2 kN) an einer Verschiebeeinheit der Zwick-maschine befand, wurde die Last auf den Ramus mandibulae übertragen. Diese Verschiebung ist erforderlich, damit die physiologischen Freiheitsgrade des Unterkiefers, wie Rotation und Translation, ermöglicht werden können. Die optische Überwachung des Frakturspaltes erfolgte dabei über eine spezielle Mikroskopkamera inklusive Software für maßstabsgetreue Messungen im µm-Bereich (DigiMicro 2.0, dnt = drahtlose Nachrichtentechnik, Dietzenbach, Deutschland) (Abb. 26).

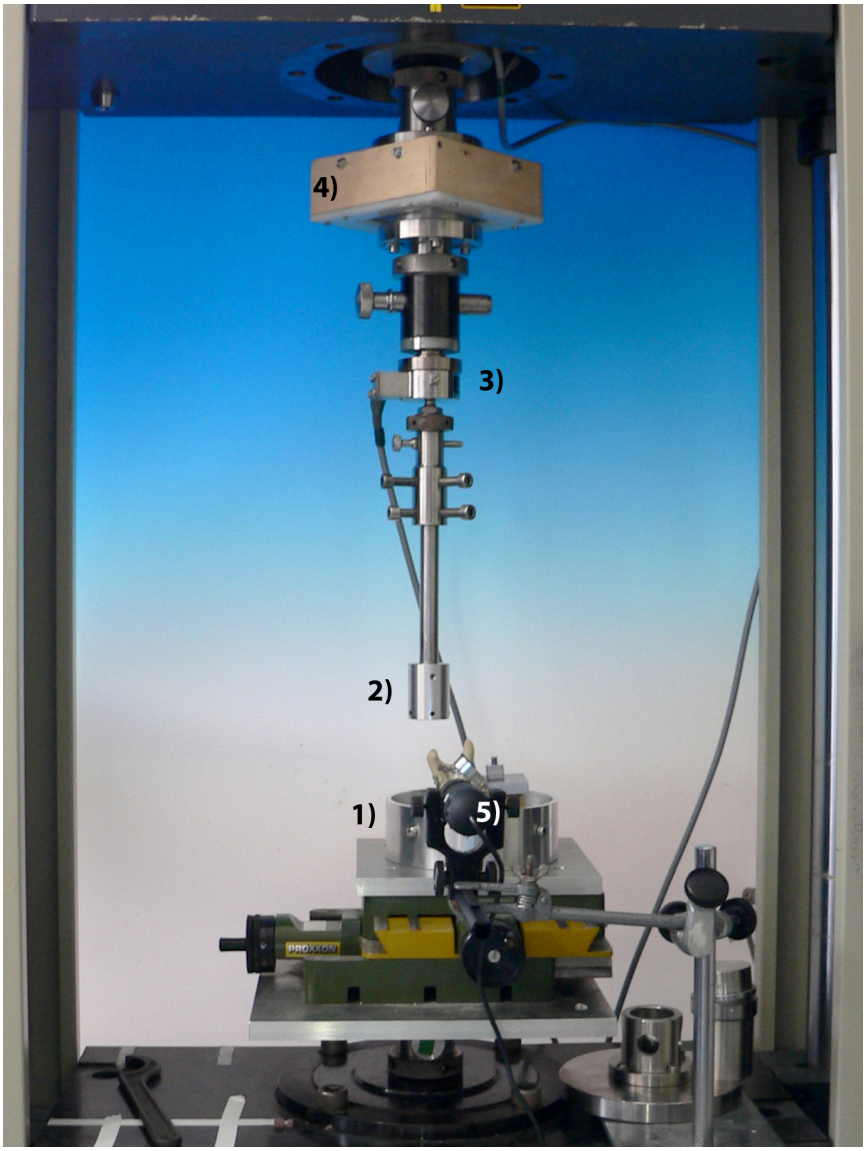


Abbildung 24: Testaufbau in der Zwick Materialprüfungsmaschine: 1: Probe in der PMMA Masse. 2: PMMA Form für die Krafteinleitung, 3: Kraftsensor, 4: Verschiebeeinheit, 5: Mikroskopkamera

Nach Ausrichtung der PMMA-Form wurden die osteosynthetisch versorgten Unterkiefer bis zum endgültigen Versagen der Osteosynthese belastet. Dies erfolgte weggesteuert über die Testmaschine mit einer konstanten Geschwindigkeit von zwei mm/min. Dabei wurden Kraft und Bewegungsausmaß der Maschine über die eine Steuersoftware (testXpert, Zwick, Ulm, Deutschland) aufgezeichnet und eine Maximalkraft zwischen 80 und 100 N bestimmt. Unter Zuhilfenahme eines Kraft-Weg-Diagramms konnte ein Anstieg ermittelt werden, welcher ein äquivalentes Maß für die Steifigkeit des Osteosynthesematerials ist. Die Auswertung der Daten erfolgte mit dem Programm MS Excel 2011. Darüber

hinaus wurden die typischen Versagensmuster jeder Gruppe dokumentiert und interpretiert.
Folgende Kriterien wurden als Versagenskriterien festgelegt:

1. Lockerung der Schrauben oder Platten 2. Verformung des Osteosynthese Materials

3.3.3 Statistische Auswertung

Die ermittelten Werte wurden vor der Weiterverarbeitung zunächst mit MS Excel 2011 um Ausreißer bereinigt, indem alle Messwerte, die außerhalb $\mu \pm 2\sigma$ ihrer jeweiligen Gruppe lagen, verworfen wurden.
Die weitere statistische Analyse der Ergebnisse erfolgte mit der Software IBM SPSS Statistics (Version 21, IBM Corporation).
Zunächst wurden die Ergebnisse mit dem Kolmogorow-Smirnow-Test auf ihre Normalverteilung hin überprüft.
Mittels ANOVA und dem Bonferroni *post-hoc*-Test erfolgte die Datenanalyse der einzelnen Gruppen hinsichtlich ihrer unterschiedlichen Steifigkeit und Maximalkraft. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0{,}05$ festgelegt.

Die erreichte Teststärke wurde mit der Software G*Power (Version 3.1, Institut für experimentelle Psychologie, Heinrich- Heine Universität Düsseldorf) geprüft, wobei die notwendige Teststärke auf $(1- \beta) = 0{,}9$ festgelegt wurde.

4 Ergebnisse

Nach Entnahme der Ausreißer ergaben sich für die Auswertung folgende Gruppengrößen (Tabelle 6):

Tabelle 6: Gültige Messwerte nach dem Ausreißertest

Gruppe	Gültige Werte Maximalkraft	Gültige Werte Steifigkeit
Doppelplatten	10	9
Y-Platte	10	9
Y-Platte selbstbohrend	10	10
Deltaplatte	9	10

4.1 Maximalkraft bis Versagen des Osteosyntheseverbundes

Hinsichtlich der Maximalkräfte wurde in jeder Gruppe bis zum Versagen des Osteosyntheseverbundes getestet. Die höchste Kraft wurde bei den Doppelplatten (539,76 ± 100,22 N) gemessen, gefolgt von den Y-Platten mit selbstbohrenden Schrauben (246,54 ± 23,78 N), den Y-Platten mit selbstschneidenden Schrauben (242,39 ± 27,24 N) und letztlich den Deltaplatten (167,37 ± 39,21 N) (Tabelle 7 und Abb. 27 und 28).

Tabelle 7: Tabellarische Darstellung der Maximalkräfte bis zum Versagen der Osteosyntheseverbunde

Gruppe	Maximalkraft bis Versagen in N (Mittelwert ± Standardabweichung)
Doppelplatten	539,76 ± 100,22
Y-Platte selbstbohrend	246,54 ± 23,78
Y-Platte	242,39 ± 27,24
TriLock Deltaplatte	167,37 ± 39,21

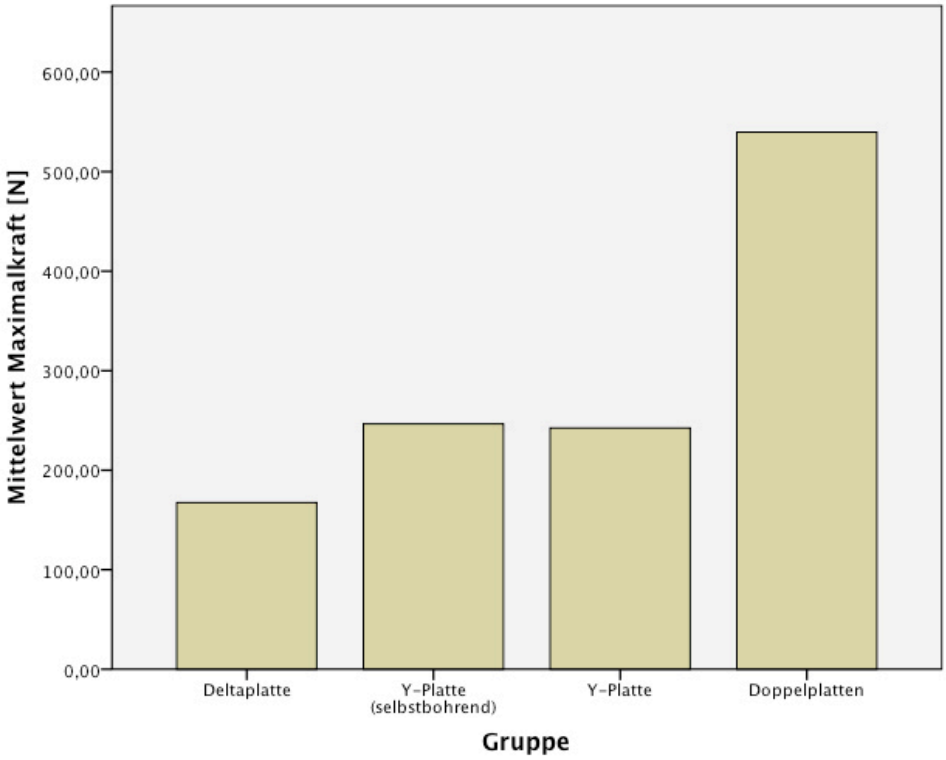


Abbildung 25: Mittelwerte der Maximalkraft bis zum Versagen des Osteosyntheseverbundes

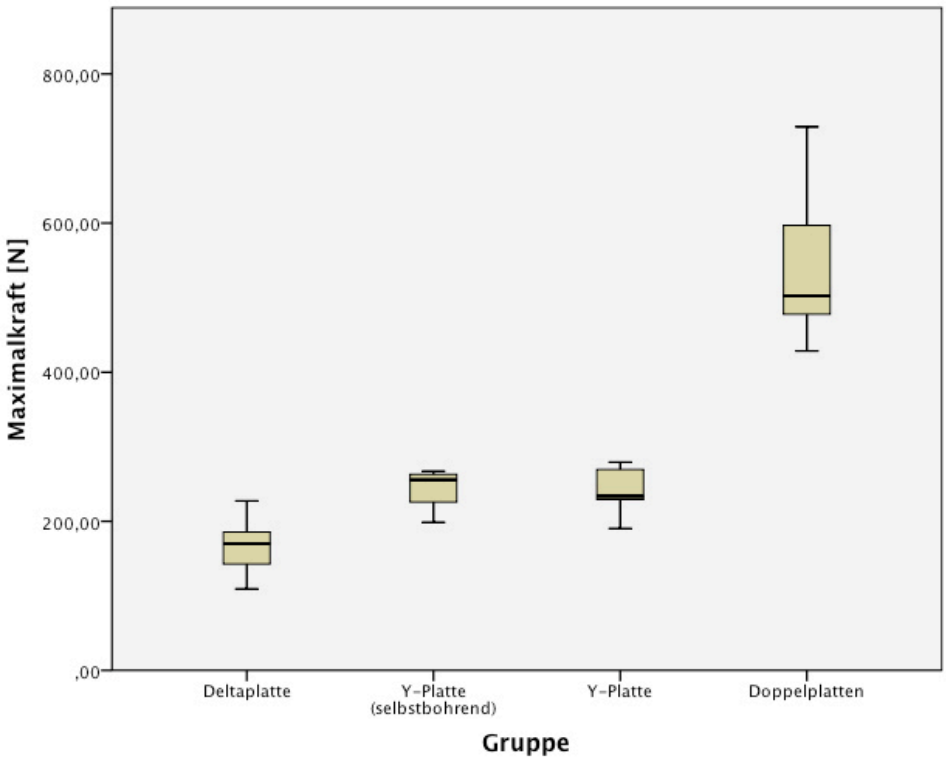


Abbildung 26: Boxplot – Darstellung der Maximalkraftwerte bis zum Versagen der Osteosyntheseverbunde

Tabelle 8: Signifikanzwerte der Maximalwerte der einzelnen Gruppen untereinander

Gruppe	*p* gegenüber Y-Platte selbstbohrend	*p* gegenüber Y-Platte	*p* gegenüber Deltaplatte
Doppelplatte	$p < 0{,}001$	$p < 0{,}001$	$p < 0{,}001$
Y-Platte selbstbohrend		$p > 0{,}05$	$p = 0{,}028$
Y-Platte	*p > 0,05*		$p = 0{,}042$
TriLock Deltaplatte	*p > 0,05*	*p > 0,05*	

4.2 Steifigkeit des Osteosyntheseverbundes

Für die Messung der Steifigkeit wurde die Steigung des Kraft-Weg-Diagramms berücksichtigt, die bei der Applikation einer Kraft in einem Bereich von 80 N bis 100 N auf den Unterkiefer gemessen wurde. Diese Bewegung wurde äquivalent zur Steifigkeit des Osteosyntheseverbundes gesetzt. Bei der Auswertung der Steifigkeit wurden Werte zwischen 17,29 ± 5,02 N/µm bei den Osteosynthesen mittels Deltaplatten und 8,73 ± 1,42 N/µm bei den DPO gemessen. Dies war der einzige signifikante Unterschied in der Steifigkeit der Osteosyntheseverbunde, wobei die TriLock Deltaplatte signifikant steifer als die beiden Doppelplatten ($p = 0{,}001$) war. Die genauen Messwerte der Steifigkeit sind in Tabelle 9. und Abb. 29 und 30 aufgeführt.

Tabelle 9: Tabellarische Darstellung der Steifigkeitswerte der Osteosyntheseverbunde in N/µm

Gruppe	Steifigkeit in N/µm (Mittelwert ± Standardabweichung)
Doppelplatten	8,73 ± 1,42
Y-Platte selbstbohrend	14,09 ± 6,41
Y-Platte	12,61 ± 2,45
TriLock Deltaplatte	17,29 ± 5,02

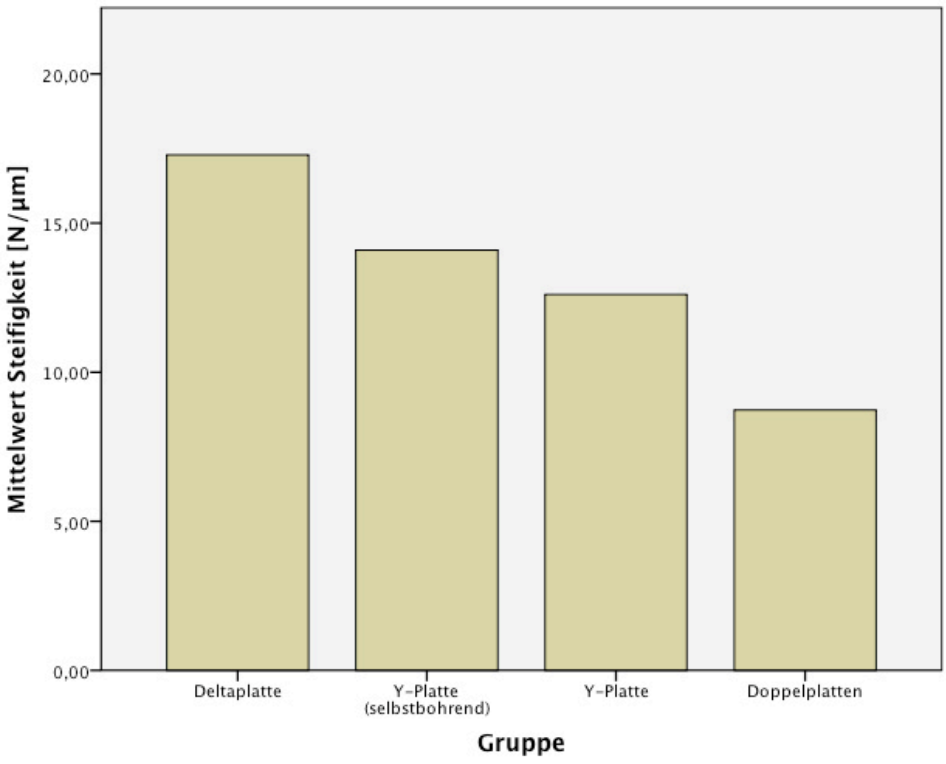


Abbildung 27: Schematische Darstellung der Mittelwerte der Steifigkeit der Osteosyntheseverbunde

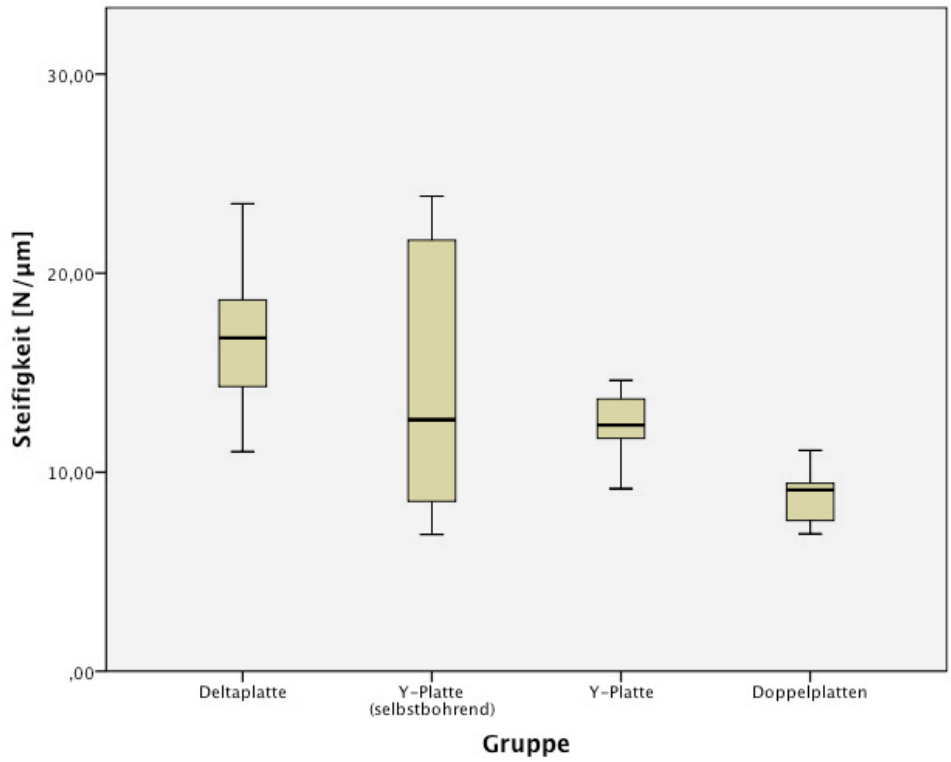


Abbildung 28: Boxplot Darstellung der Steifigkeit der Osteosyntheseverbunde

4.3 Versagensmuster der Osteosynthesen

Alle Osteosynthesen zeigten bei den Tests reproduzierbare und für jede Gruppe spezifische Versagensmuster. Die 4-Loch-Miniplatten verformten sich plastisch, wobei die Schrauben fest im synthetischen Knochen verankert blieben.

Bei den Y-Platten kam es, unabhängig vom verwandten Schraubentyp, zur Torsion im Bereich der verbindenden Brücke. Schraubenlockerungen, ebenfalls unabhängig vom Typ (selbstbohrend bzw. -schraubend) wurden nicht beobachtet.

Die Synthesen mit den TriLock Deltaplatten versagten aufgrund von Schraubenlockerungen, sowohl innerhalb der winkelstabilen Verankerung, als auch im „Knochen“ selbst. Die Platten blieben in ihrer Form unverändert.

Diese Vorgänge werden in den folgenden Abbildungen dargestellt (Abb. 31).

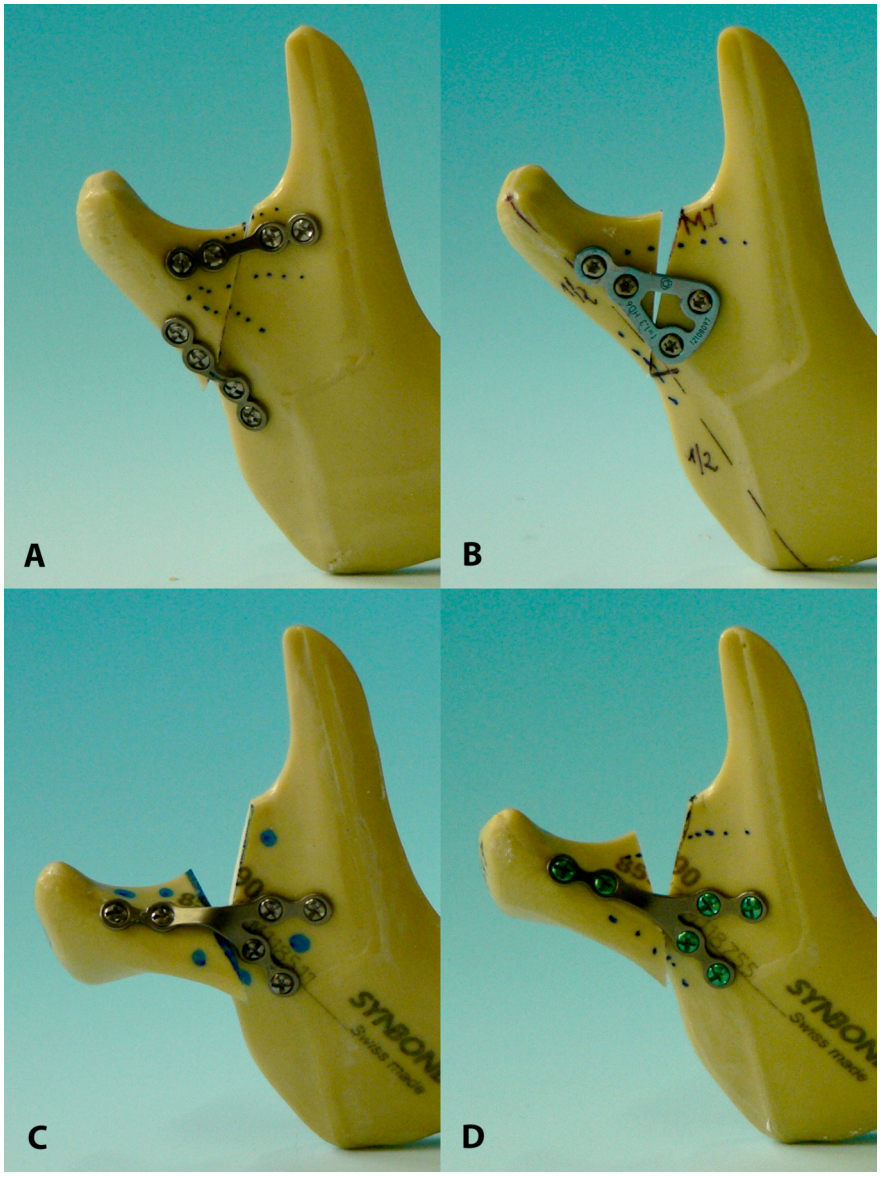


Abbildung 29: Versagensmuster der Osteosynthesesysteme: A: Doppelplatten-, B: TriLock Deltaplatten-, C: Y-Platten, D: Y-Platten mit selbstbohrenden Schrauben

5 Diskussion

Die Therapie der Collum mandibulae Fraktur wird so kontrovers diskutiert wie kaum ein anderes Frakturmuster im maxillofazialen Bereich. Dennoch ist sie aufgrund ihrer Häufigkeit sowie der weit reichenden Folgeerscheinungen bei Komplikationen derartiger Verletzungen von großer Bedeutung.

Zunächst sollte man sich mit der Frage beschäftigen, ob eine offen chirurgisch therapierte Fraktur des Collum mandibulae überhaupt Vorteile gegenüber der geschlossenen Vorgehensweise besitzt. Weshalb man sehr lange auf eine operative Versorgung verzichtete, hat diverse Ursachen. Dazu zählen neben der brisanten anatomischen Lage des Gelenkfortsatzes in enger Nachbarschaft zu den Ästen des N. facialis, der Glandula parotis oder der Arteria maxillaris natürlich auch seine Zugehörigkeit zum sehr komplexen stomatognathen System. Die geringen Platzverhältnisse in der Gelenkfortsatzregion sowie komplikationsreiche Zugangswege erschweren die chirurgische Versorgung zusätzlich (Eckelt 2000; Eckelt 2014).

Dem direkten Vergleich beider Therapieoptionen widmeten sich unter anderem im Jahre 2006 und 2008 die Gruppen um Eckelt und Schneider. Beide Autoren berichteten von signifikant besseren klinischen Erfolgen nach chirurgischer Reposition und lieferten mit ihren Studien erstmalig valide Ergebnisse (Eckelt et al., 2006; Schneider et al., 2008).

Neff und Mitarbeiter zeigten, dass das durchaus geringe Risiko einer permanenten Schädigung der Facialisäste bei den heutigen ausgereiften Zugangs- und Versorgungsmöglichkeiten nicht im Verhältnis zum positiveren Outcome nach chirurgischer Therapie steht. Zudem konnte durch mehrere Studien belegt werden, dass Patienten mit hohen Luxationsfrakturen sowie diakapitulären Frakturen von einer chirurgischen Intervention profitieren würden (Chrcanovic 2012a; Eckelt et al., 2006; Kokemueller et al., 2012; Neff 2002; Neff et al., 2002; Rasse 2000; Schneider et al., 2008; Singh et al., 2010; Umstadt et al., 2000).

Für die Plattenadaptation ist dennoch ein relativ großflächiges Ablösen des nutritiven Gewebes notwendig, was umso problematischer wird, je kranialer die Fraktur liegt.

Um eine stabile Osteosynthese zu erreichen, sind achsengerechte Bohrungen erforderlich. Bei extraoralen und zugleich komplikationsreicheren Zugängen ist daher häufig spezielles Instrumentarium oder ein Trokar von Nöten, um den Bohrkanal bzw. die Schrauben senkrecht zur OS-platte legen zu können.
Auch der Aspekt des Zweiteingriffs zur Entfernung der Implantate ist im Rahmen des Vergleichs verschiedener Osteosynthesesysteme nicht unerheblich. Der operative Aufwand ist aufgrund der umfangreichen gelenknahen Präparation recht groß und relativ risikobehaftet. Eine sekundäre Schädigung des Ramus marginalis durch Wiedereröffnung des vernarbten Gewebes bei der Implantatentfernung ist wahrscheinlicher als beim Primäreingriff. Aufgrund dessen wird das OM in diesem Bereich gern belassen. In den anderen Gebieten des Gesichtsschädels wird dieses meist wieder entfernt, während es in den USA beispielsweise prinzipiell in situ belassen wird (Neff 2012).
Kindliche Frakturen des Gelenkfortsatzes werden jedoch auch heute noch oft als Ausnahme betrachtet. Aus dem Vertrauen in die Anpassungsfähigkeit der kindlichen ossären Strukturen werden diese Frakturen zumeist konservativ behandelt. Dennoch ist in diesen Fällen eine Zunahme der offen chirurgisch therapierten Frakturen erkennbar, insbesondere bei Kindern über 12 Jahren (Chrcanovic 2012b; Schiel et al., 2013; Shi et al., 2014; Smith et al., 2013).
Weitere Vergleiche innerhalb der Vielzahl an Studien, die sich mit diesem Thema befassen, sind aufgrund uneinheitlicher Frakturеinteilung, Therapiemaßnahmen, Randomisierung oder Dokumentation der Komplikationen kaum möglich (Eckelt et al., 2006; Ellis und Throckmorton 2005; Nussbaum et al., 2008).

Die hohe Inzidenz, Variabilität der Frakturmuster im Bereich des Kiefergelenkfortsatzes und nicht zuletzt das noch immer unvollständige Verständnis der verschiedenen Krafteinwirkungen auf bestimmte Abschnitte der Mandibula im Rahmen der Kiefergelenksfunktionen (Haug et al., 2002; Neff 2011; Throckmorton et al., 2004; Wagner et al., 2002) führten zur Entwicklung unterschiedlichster Versorgungsmöglichkeiten.
Da die Erhaltung bzw. Rehabilitation der Kiefergelenksfunktion eine frühzeitige Mobilisation erfordert (Eckelt 2014; Neff 2011), sind Kenntnisse über die Stabilität der verschiedenen Schrauben-Platten-Knochen-Einheiten von Bedeutung. Diese definiert sich durch die Belastungskapazität und Steifigkeit der OS im Rahmen

physiologischer Beanspruchung. Die in der Literatur von vor zwanzig Jahren noch am häufigsten beschriebene Methode zur chirurgischen Versorgung einer Collum mandibulae Fraktur war die Verwendung einer einzelnen 4-Loch-Miniplatte am dorsolateralen Rand des Ramus mandibulae (Lachner et al., 1991; Nehse und Maerker 1996; Newman 1998; Undt et al., 1999).
Relativ häufig wurde in dieser Zeit über Komplikationen aufgrund von Materialermüdungen bei Verwendung konventioneller Miniplatten im Bereich des Unterkieferfortsatzes berichtet (Hammer et al., 1997; Parascandolo et al., 2010).
Die Gruppe um Farmand bewies jedoch mit einer 3D-Miniplatte, dass trotz geringer Plattenstärke bessere Ergebnisse erzielt werden konnten, als mit einer konventionellen einzelnen Miniplatte (Farmand 1996).
Das Plattendesign schien also nicht unwichtig für ihr Resistenzverhalten unter physiologischer Belastung zu sein. Nach Auswertung weiterer Forschungsergebnisse, war auch bewiesen, dass nicht ausschließlich Materialstärke oder Design einer Osteosyntheseplatte von Bedeutung ist beziehungsweise ob mono- oder bikortikale Schrauben verwendet werden (Lauer et al., 2006; Lauer et al., 2007; Meyer et al., 2006; Undt et al., 1999; Wagner et al., 2002). Man spekulierte, dass die Suffizienz einer OS auch von deren Positionierung im frakturierten Unterkieferbereich bestimmt wird (Asprino et al., 2006; Choi et al., 2001; Gealh et al., 2009; Meyer et al., 2007; Meyer et al., 2006).
Diverse Untersuchungen konnten bestätigen, dass zwei 4-Loch-Miniplatten, den Belastungszonen am Collum mandibulae entsprechend korrekt angebracht, für eine stabile Osteosynthese erforderlich sind (Choi et al., 2001; Lauer et al., 2007; Meyer et al., 2006; Parascandolo et al., 2010; Wagner et al., 2002). Diese Technik erfüllt die Anforderungen an eine stabile Osteosynthese, indem eine Platte optimalerweise unterhalb der Inzisura semilunaris und nahezu parallel zu dieser angebracht, den Zugkräften entgegen wirkt und eine zweite Platte, die an der dorsolateralen Kante des Ramus verlaufen sollte, vor zu großer mechanischer Beanspruchung schützt.

Dies wurde in aktuelleren Studien erneut bestätigt (Aquilina et al., 2013; Costa et al., 2012; Wagner et al., 2002), weshalb sich die Doppelplattenosteosynthese als Methode der Wahl zur chirurgischen Versorgung von Gelenkfortsatzfrakturen

etablierte (Choi et al., 1999; Choi et al., 2001; Conci et al., 2015; Dayi und Omezli 2011; de Jesus et al., 2014; Devlin et al., 2002; Eckelt 2014; Neff 2011).
Die optimale Positionierung dieser zwei Platten ist jedoch in der Praxis aufgrund des Bruchverlaufs häufig schwierig (Ellis und Graham 2002; Ellis und Throckmorton 2005). Dies betrifft insbesondere die Verankerung des Osteosynthesmaterials in dem oftmals sehr kleinen kranialen Bruchfragment, welches zudem meist nach medial luxiert ist und nur schlecht in seiner aufrechten Lage bis zur Fixation gehalten werden kann. Zudem sollte vermieden werden, die Schrauben zu nah aneinander oder an der Frakturlinie zu setzten, da möglicherweise Sekundärluxationen oder Nekrosen resultieren könnten (Choi et al., 2001; Devlin et al., 2002; Hammer et al., 1997; Schön et al., 2002). Darüber hinaus ist ein achsengerechtes Bohren zur Platte und Knochenoberfläche nicht möglich, was die Nutzung eines transbukkalen Sets mit einer Trokarhülse erfordert.

Die praktischen Unzulänglichkeiten und Problematiken der verschiedenen OS gaben im Laufe der letzten Jahre den Anreiz zur Entwicklung anderer Designs, sogenannter spezieller Condylusplatten, die sich auch im Rahmen des minimal invasiven transoralen Zugangs besser adaptieren lassen sollten (Haim et al., 2011; Jacobovicz et al., 1998; Lauer et al., 2006; Lauer et al., 2007; Wilk et al., 1997).

Nachdem Meyer die Champys „ideale Osteosyntheselinie“ des Corpus mandibulae auf den Bereich des Gelenkfortsatzes erweitern konnte, stellte er im Jahr 2007, eine platzsparende, trapezförmige Einzelplatte (TCP, Trapezoide Collumplatte) mit vier Schraubenlöchern vor. Sie bedient mit zweien ihrer Schenkel beide Belastungszonen gleichermaßen (Meyer et al., 2007).
Das TriLock-System der Firma Medartis® ist ein winkelstabiles OS-System, welches eine starre Verbindung zwischen Schraube und Platte erzeugt. Durch diese Verblockung sollen sowohl Reposition als auch Fixation der Bruchfragmente optimal möglich sein. Das System beruht auf den Prinzipien der Reibung und Verkeilung. Darüberhinaus ist es möglich, Schraube und Platte mit einem wählbaren Schwenkwinkel (≤15°) miteinander zu verkeilen, was bei der Versorgung dieser Fraktur von Vorteil sein kann. Durch die Verriegelung von

Schrauben und Platten einerseits sowie durch die etwas stärkere Dimensionierung der Platten soll eine höhere Stabilität gegen Torsionskräfte gegeben sein (Haim et al., 2011; Seemann et al., 2009).

Im Rahmen dieser Studie wurde sich für die Untersuchung bereits etablierter Osteosyntheseverfahren zur Versorgung einer Collum mandibulae Fraktur entschieden. Wie bereits erwähnt, handelt es sich bei der Doppelplatten- und bei der Deltaplattenosteosynthese um wissenschaftlich untersuchte und klinisch bewährte Verfahren. Die Y-Platte ist relativ neu, wurde jedoch in der Klinik für MKG diverser Häuser nach den ersten ermutigenden Ergebnissen verwendet. Die hier erzielten Ergebnisse bescheinigen dieser Osteosyntheseplatte gute mechanische Eigenschaften, sodass sie in biomechanischer Hinsicht zwischen den beiden etablierten Systemen eingeordnet werden kann.

Seit langem ist das Ziel diverser Studien, ein statisches Simulationsmodell zu konstruieren, welches in der Lage ist, alle Bewegungen des menschlichen Unterkiefers so physiologisch wie möglich zu simulieren und eine universelle Osteosynthese für Gelenkhalsfrakturen der Mandibula ausfindig zu machen (Clason et al., 2004; Costa et al., 2012; Dayi und Omezli 2011; Meyer et al., 1998; Meyer et al., 2000a; Meyer et al., 2007; Vollmer et al., 2000). Dazu existieren mehrere Möglichkeiten, welche von Untersuchungen synthetischer Knochen über allogenes Material bis hin zu Finite-Element-Methoden (FEM) reichen (Asprino et al., 2006; Choi et al., 1999; Gealh et al., 2009; Haim et al., 2011; Haug et al., 2002; Lauer et al., 2007; Meyer et al., 2002; Meyer et al., 2007; Meyer et al., 2006; Parascandolo et al., 2010; Piffko et al., 2003; Pileicikiene et al., 2007; Tominaga et al., 2006; Vollmer et al., 2000; Wagner et al., 2002). FEM stammen ursprünglich aus dem Ingenieurwesen und haben in den letzten Jahren im Rahmen medizinischer wissenschaftlicher Untersuchungen zugenommen.
Auch Wagner et al. nutzten ein FEA-Modell zur Evaluation von herkömmlichen 6-Loch-Miniplatten nach einer Collum mandibulae Fraktur unter Stressbelastung (Wagner et al., 2002). Sie konnten zeigen, dass diese Osteosynthese zur Versorgung einer Gelenkhalsfraktur nicht geeignet ist.

Die Gruppe um Aquilina bewies jüngst ebenfalls mittels FEA, dass die parallele Positionierung zweier Miniplatten im Bereich des Condylus mandibulae bessere Ergebnisse zeigt, als eine versetzte Anordnung (Aquilina et al., 2013).
FEA ermöglichen eine nicht invasive Bestimmung der inneren Knochendichte und prognostizieren verlässlich das Verhalten von individuellen Mandibulae bei Belastung (Meyer et al., 2000b; Vollmer et al., 2000). Somit sind sie beliebte Methoden zur Evaluation von Osteosynthesematerialien bei Frakturen des Collum mandibulae (Aquilina et al., 2013; Costa et al., 2012; Wong et al., 2011).
Ungeachtet dessen ist man aber auch im Rahmen solcher idealisierter Methoden auf Daten angewiesen, die auf vorangegangenen Modellanalysen humaner Unterkiefer beruhen. Die Berechnungen basieren oft auf geschätzten Eingangsdaten, sodass diese mathematischen Methoden ebenso nur annähernd realen Bedingungen entsprechen. Zusätzlich müssen Näherungsverfahren verwendet werden, was die Genauigkeit dieser Analysen einschränkt. Somit sind praktische Versuche, wie das hier gewählte biomechanische Versuchsdesign diesen neuen Verfahren nicht unterlegen und eignen sich gut zur Beurteilung der o.g. Fragestellung (Weidlich 2012).

Für die Untersuchung der Osteosynthesen in der vorliegenden Arbeit wurden nahezu identische Unterkiefer aus Polyurethan verwandt, wodurch nicht nur die Fallzahl, sondern auch der Grad der Standardisierung und der Reproduzierbarkeit erhöht werden konnte. Bei humanen oder tierischen Knochenproben wären interindividuelle morphologische Differenzen vorzufinden, was die Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander limitiert. In diesen Fällen wären sehr viel größere Stichprobenmengen erforderlich, die nur schwer zu realisieren sind. Des Weiteren ist die Beschaffung und Lagerung der humanen Kiefer mit erhöhtem Aufwand verbunden. Aufgrund ihrer Ähnlichkeit zu humanen Unterkieferknochen sowie ihrer Verfügbarkeit finden Polyurethankiefer breite Anwendung innerhalb biomechanischer Untersuchungen, insbesondere zur Testung verschiedener Osteosynthesematerialien (Asprino et al., 2006; Duda et al., 2002; Gealh et al., 2009; Haug et al., 2001). Die Eigenschaften der Synbone® Unterkiefer sind laut einer biomechanischen Studie mit denen humaner Knochen zu vergleichen. Die aufzuwendenden Drehmomente bei der Insertion und dem Ausdrehen von Osteosyntheseschrauben ist bei den hier verwandten und bei humanen Knochen

vergleichbar, sodass sie als Ersatzkieferknochen dienen können (Bredbenner und Haug 2000). Selbiges gilt für den Verbund zwischen den Osteosyntheseplatten und den Kunststoffknochen (Duda et al., 2002). Ein separater Vergleich der Schraubenlöse- und –anzugsmomente vor und nach den Stabilitätstests, beispielsweise mit Hilfe eines Drehmomentschlüssels, wurde im Rahmen dieser Untersuchung jedoch nicht durchgeführt.

Zudem wurden die Platten zur Optimierung der Versuchsbedingungen bereits vor der Osteotomie mittels Schrauben teilfixiert. Dieser Schritt diente der Standardisierung für eine bessere Vergleichbarkeit der Plattenstabilität, da das OM bei jedem Kiefer nahezu identisch fixiert werden konnte. Im Rahmen dieser „Primärfixation“ wurden zum einen so wenig wie möglich Bohrlöcher mit Schrauben besetzt und zum anderen geschah das Eindrehen der Schrauben nicht bis zum Anzugsmoment beziehungsweise bis zur Verblockung. Dennoch muss von einer gewissen stabilitätsmindernden Griffigkeit der Schraube im „knöchernen“ Bohrkanal ausgegangen werden. Da ein Lösen der Schraube unter realen Bedingungen im Idealfall natürlich erst nach Abschluss der Knochenheilung im Rahmen der Materialentfernung durchgeführt wird hat es *in vivo* in der Regel keinen Einfluss auf die postoperative Stabilität der Osteosynthese. In dem vorliegenden Versuchsablauf resultiert dies jedoch in einem gewissen Verlust an Primärstabilität.

Diese Tatsache lässt vermuten, dass eine *in vivo* fixierte OS noch stabiler im Knochen verankert ist, als unter den vorliegenden Testbedingungen. Auch Prozesse, wie beispielsweise die Osseointegration, welche die Stabilität einer Osteosynthese *in vivo* erhöhen würden, konnten in diesem Testaufbau nicht berücksichtigt werden.

Die Wahrscheinlichkeit, dass subperiostal fixierte Schrauben, einen besseren Halt besitzen, als an der glatten Polyurethanoberfläche im vorliegenden Experiment, lässt ebenso eine größere Stabilität der Implantat-Knocheneinheit *in vivo* vermuten. Dennoch werden diese Kunststoffkiefer und die *in vitro* Versuchsreihen als geeignet für die Testung von Osteosynthesen angesehen. Sie liefern vergleichbare Ergebnisse sowohl mit *in vivo*-Studien, als auch bei anderen *in vitro*-Testungen an humanen Unterkiefern (Bredbenner und Haug 2000; Dayi und Omezli 2011; Duda et al., 2002; Haug et al., 1996; Henssler 1999; Wong et al., 2011).

Die Stabilität einer Osteosynthese wird durch die Steifigkeit selbiger bestimmt. Sie stellt ein Maß für die Verformung der Osteosynthese unter veränderlicher Last dar. Darüber hinaus ist sie der limitierende Faktor für die interfragmentäre Bewegung und beeinflusst somit maßgeblich die Knochenheilung (Claes et al., 2000). Ist das Osteosynthesematerial nicht steif genug, um die muskulären dynamischen und statischen Belastungen, die auf den frakturierten Knochen einwirken, aufzufangen, ist dieser während der Heilungsphase nicht ausreichend ruhig gestellt. Dabei darf es sich nicht verformen und die zuvor reponierten Fragmente damit in eine ungewünschte Position zwingen. Eine biomechanisch relevante Komponente aus Stabilität der Osteosynthese und Belastung des frakturierten Knochens ist die interfragmentäre Bewegung (IFB). Sie ist von der Größe des Spaltes zwischen den reponierten Fragmenten abhängig und steigt mit zunehmender Belastung, was tierexperimentelle Untersuchungen belegen (Augat et al., 1998; Augat et al., 1996; Claes et al., 2008; Schell et al., 2005).

Eine gewisse interfragmentäre Motilität ist dennoch erwünscht (Augat et al., 2003; Meyer et al., 1999; Stürmer 1996a; Wolf et al., 1998), weshalb die Osteosynthese auch nicht zu rigide sein darf. Dies kann unter Umständen bei winkelstabilen Systemen problematisch sein (Egol et al., 2004; Kubiak et al., 2006). Auch sie müssen trotz ihrer strukturellen Steifigkeit aufgrund der Plattenstärke und der Verriegelung zwischen Schraube und Platte eine gewisse Bewegung im Frakturspalt ermöglichen. Dies ist allein durch die Biegungseigenschaften der Einheit aus Stabilisationsmaterial und Knochen gewährleistet. Die Folgen einer ungeeigneten Einheit können eine verzögerte Knochenheilung oder die Ausbildung von Pseudarthrosen sein (Augat et al., 1998; Claes 2006; Claes et al., 2000). Da eine IFB unterhalb von zwei Millimetern (Claes et al., 2000; Joos et al., 2005; Stürmer 1987; Stürmer 1996b; Wolf et al., 1998) eine wichtige Voraussetzung im Rahmen einer optimalen Ossifikation darstellt, wurde die Veränderung der Frakturspaltbreite im vorliegenden Experiment videodokumentiert. Eine Zunahme der Spaltbreite, unter der jeweils getesteten Stabilisation, galt daher als Versagenskriterium der Osteosynthese.

Bei der Durchführung der Osteotomien im vorliegenden Test wurden „glatte“ Schnittflächen produziert. Diese sind zwar im Vergleich zu realen Frakturen als nahezu identisch zu betrachten und somit weiterer Garant für die Standardisierung

dieses Experiments, jedoch vermindern die planen Fragmentflächen durch fehlende Verzahnung die Stabilität der Implantat-Knocheneinheit zusätzlich (Joos et al., 2001). Nach Piffko et al. profitiert die Stabilität einer Osteosynthese *in vivo* jedoch von dieser interfragmentären Abstützung (Piffko et al., 2003). Der im Rahmen dieser Studie erzeugte reproduzierbare Frakturspalt von 300µm (durch das Sägeband von 100µm Stärke) befindet sich aber in einem Bereich, in dem eine primäre Knochenheilung möglich ist (Klaushofer und Peterlik 1994; Wolf et al., 1998). Dieser experimentelle Frakturspalt spielt eine besondere Rolle beim Vergleich der Frakturversorgung mit winkelstabilen Osteosyntheseplatten. Hier besitzt die Platte, wie beim Prinzip eines Fixateur externe keinen direkten Kontakt mit der Knochenoberfläche. Ein Anbiegen vor Fixierung, wie es bei den beiden anderen getesteten Platten erforderlich ist, entfällt. Außerdem werden die Frakturenden nicht wie bei den anderen Plattensystemen komprimiert, sodass sich der Frakturspalt erst mit fortschreitender knöcherner Konsolidierung vermindert. Durch diesen reproduzierbaren Frakturspalt, der bei allen Versuchsreihen standardisiert vorlag, ist jedoch eine bessere Vergleichbarkeit der Frakturversorgungen untereinander gegeben.

Die Konstruktion des experimentellen Teils dieser Studie orientiert sich an der anatomischen und physiologischen Situation *in vivo*. Dennoch musste ein Kompromiss zwischen den realen, dynamischen und experimentellen Bedingungen gefunden werden. Somit wird nur ein Teilaspekt der Belastung und Mobilität des Unterkiefers berücksichtigt, da die biomechanischen Vorgänge im stomatognathen System sehr komplex und somit auch störanfällig sind. In der Literatur werden Testungen von Osteosynthesen am Collum mandibulae beschrieben, bei denen die Lasteinleitung analog zu den verschiedenen Zugrichtungen der Muskulatur durch Seilzüge realisiert wurde (Meyer et al., 2000a; Meyer et al., 2006; Wong et al., 2011). Diese Art der Lasteinprägung ist jedoch relativ aufwändig und fehlerträchtig, weshalb die Lastsituation im vorliegenden Versuchsaufbau umgekehrt wurde. Die Unterkiefer wurden hier fest in einer Auflage fixiert und die Lasteinleitung erfolgte über den Condylus (Abb. 25 und Abb. 26). Um eine Reproduzierbarkeit der Druckrichtung und der Krafteinleitung zu erreichen, wurde ein Abdruck der Gelenkwalze mit PMMA-Gießharz hergestellt. Durch diese Versuchsanordnung konnten die gleichen Zug-

und Druck- Spannungslinien am Unterkiefer erreicht werden, wie sie bereits in der Literatur beschrieben wurden. Dadurch sind die Ergebnisse dieser Studie mit denen anderer biomechanischer Studien vergleichbar.

Die Bestimmung der Kräfte, die während des Kauvorganges bei Gesunden und bei operierten Patienten entstehen, war Ziel vieler Studien. Diese Daten sind dabei abhängig von der Art und vom Ort der Messung, vom Alter sowie Geschlecht des Probanden und nicht zuletzt von der Art der Nahrung abhängig (Anderson 1953; Eichner 1963; Eichner 1964; Ellis und Throckmorton 2001; Feller et al., 2002; Gupta et al., 2012; Jager et al., 1989; Koolstra 2002; Koolstra et al., 1988; May et al., 2001). Hierbei wurden im Bereich der Inzisiven Werte von 16 N bis über 1000 N intermolar gemessen (Eichner 1963; Neill et al., 1989; Waltimo et al., 1993). Durch diese hohe Diskrepanz der beschriebenen Kaukräfte bei Normokklusion lässt sich schlecht ein durchschnittlicher Grenzwert festlegen. Die Mehrzahl der Autoren verwandten in ihren *in vitro* Versuchen möglichst den physiologischen Bedingungen entsprechende Mandibulasimulatoren, wobei die Kiefer im Allgemeinen mit einer Maximalkraft von 60 bis 100 N belastet wurden (Choi et al., 1999; Choi et al., 2001; Choi et al., 1995; Gutwald et al., 2003; Schierle et al., 1996). Bei der Testung der Steifigkeit des Osteosyntheseverbundes wurde im Rahmen dieser Studie eine Kraft von 80-100 N angewendet, welche sich laut Literatur im Bereich der beschriebenen physiologischen Belastung befindet.
Die höchste Kaukraft sechs Wochen nach operativer Versorgung einer beidseitigen Condylusfraktur lag inzisal bei 35 N und im Bereich der Molaren bei durchschnittlich 169,6 N, wobei eine Kraft von 284 N nie überschritten wurde (Ellis und Throckmorton 2001; Feller et al., 2002; Gupta et al., 2012). Die mögliche Maximalkraft, die auf eine Osteosynthese im Bereich des Unterkiefers wirken kann, wurde von mehreren Arbeitsgruppen auf ca. 210 N festgelegt. Um eine frühzeitige funktionsstabile Rehabilitation zu gewährleisten, sollte die Belastbarkeit eines Osteosyntheseverbundes selbstverständlich darüber liegen (Pilling et al., 2010; Tams et al., 1996; Throckmorton und Dechow 1994; Wagner et al., 2002). Die zu erwartenden Kaukräfte postoperativ sind jedoch schmerz- und schwellungsbedingt eher niedriger. Neben neuromuskulären Protektionsmechanismen regulieren auch reflektorische Schutzmechanismen des Desmodonts die postoperative Kaukraft. Sie reduziert sich auf circa 30 – 60 % der

Maximalkraft (dos Santos und de Rijk 1995; Gerlach und Schwarz 2002; Körber 1995; Pilling et al., 2010).

Die Grenzen der Krafteinwirkung im Rahmen dieser Arbeit liegen mit 539,76 ± 100,22 N also weit über der physiologischen Belastung durch die Kaumuskulatur und stellen für die Osteosynthese eine Extrembeanspruchung dar. Die Osteosyntheseplatten wurden somit weit über die physiologisch auftretenden Belastungen nach Versorgung einer Collum mandibulae Fraktur hinaus getestet.

Bei der Bestimmung der maximalen Belastbarkeit der Osteosynthese wurden die Kiefer mit einer Kraft belastet, die zum Versagen des Verbundes geführt haben. Hier wurden Werte bis zu 539,76 ± 100,22 N gemessen, bis es zur plastischen Materialverformung kam. Diverse Studien lieferten ähnliche Werte. Pilling et al. untersuchte die Belastbarkeit zweier Miniplatten bei der Versorgung einer Collum mandibulae Fraktur beim Minischwein und fand Maximalwerte von 549,1 N (Pilling et al., 2010). Feller und Kollegen beschrieben eine Kraft von 470 N als Belastungsgrenze für diese Art der Versorgung (Feller et al., 2002). Haim et al. attestierte der Versorgung eine Maximalkraft von circa 400 N, wobei sie über der Kraft lag, die zum Versagen der TriLock Deltaplatten-Osteosynthese geführt hatte (Haim et al., 2011). Die Tatsache, dass die DPO (Doppel-platten-osteosynthese) im Rahmen dieser Studie signifikant belastbarer war, als die anderen untersuchten Osteosyntheseverbunde wird in der Literatur bestätigt. Dies führt zur Empfehlung, diese Versorgungsmethode als Methode der Wahl für die Osteosynthese einer tiefen Collum mandibulae Fraktur anzusehen (Choi et al., 2001; Dayi und Omezli 2011; Meyer et al., 2008; Parascandolo et al., 2010; Tominaga et al., 2006). Die Frage ist jedoch, ob derartig hohe Widerstandskräfte im Zeitraum der postoperativen Genesung dringend erforderlich sind. Und in Anbetracht der doch erschwerten klinischen Handhabung nicht auch etwas weniger stabile Osteosynthesen ausreichend wären. Hiernach könnten nämlich alle der hier getesteten OM den postoperativen Belastungen im Bereich der Gelenkhalsbasis problemlos standhalten.

Dreidimensionalen, winkelstabilen Osteosynthesen im Kiefer- und Gesichtsbereich gilt seit längerem ein gesteigertes Interesse. Aufgrund ihrer Steifigkeit und der dreidimensionalen Belastbarkeit stellen sie eine gute Alternative für die Versorgung einer Collum mandibulae Fraktur dar (de Jesus et al., 2014; Farmand

1996; Farmand und Dupoirieux 1992; Haim et al., 2011). Für den Vergleich wurde im Rahmen dieser Arbeit das relativ weit verbreitete Modell der TriLock Deltaplatte herangezogen. Die Testergebnisse dieser Studie bestätigen die in der Literatur beschriebene hohe Steifigkeit solcher Osteosyntheseverbunde. Werte von durchschnittlich 17,29 ± 5,02 N/µm erreichte keines der im Rahmen dieser Studie getesteten Systeme. Das mag einerseits daran liegen, dass diese Platten im Allgemeinen etwas dicker gestaltet sind und andererseits wie bereits erwähnt, nach dem Prinzip eines Fixateur externe funktionieren (Haug et al., 2002).
In den vorliegenden Testungen führten jedoch Schraubenlockerungen in der Verblockungseinheit zum Versagen der Osteosynthese bei deutlich geringerer Maximalbelastung, als bei den beiden anderen Implantattypen, obwohl gerade das Verriegelungsprinzip derartige Komplikationen verhindern soll (Ellis und Graham 2002; Gutwald et al., 2003; Gutwald et al., 1999). Diese Schraubenlockerungen wurden ebenfalls von anderen Arbeitsgruppen bei der Verwendung ähnlicher Plattensysteme berichtet, jedoch nicht in dieser Frequenz (Lauer et al., 2006; Lauer et al., 2007; Meyer et al., 2006). Dies steht auch im Gegensatz zur Arbeit von Haim und Kollegen, in der es nie zu einer Schraubenlockerung bei der osteosynthetischen Versorgung mit TriLock Deltaplatten kam (Haim et al. 2011). Diese Tests wurden jedoch an Schweinekiefern und mittels acht Millimeter langen Schrauben durchgeführt, was die direkte Vergleichbarkeit der Ergebnisse limitiert. Die Auswahl der Schraubenlänge und ihres Durchmessers ist jedoch wichtig bei der Beurteilung der Stabilität eines Osteosyntheseverbundes (Asprino et al., 2006; Ellis 2002). Die Untersuchung unterschiedlicher Schrauben war jedoch nicht Ziel der vorliegenden Arbeit und sollte im Rahmen zukünftiger Studien untersucht werden.

Die Y-Platte ist wie die 4-Loch-Miniplatte nur einen Millimeter stark, 31 mm lang und ebenfalls aus Titan. Sie wurde mit jeweils zwei selbstbohrenden bzw. selbstschneidenden sieben Millimeter langen Schrauben im kranialen Fragment befestigt. Weitere vier Schrauben (selbstschneidend bzw. selbstbohrend, je nach Gruppe) wurden im unteren Fragment verankert. Durch die Form eines umgekehrten Y ist diese Platte im grazilen oberen Fragment als Einzelplatte zu werten, während sie in ihrem kaudalen Bereich die Vorteile zweier Miniplatten vereint. Entlang der Spannungslinien fixiert, bedient sie suffizient die

Belastungszonen im Bereich des Collum mandibulae. Die 14 mm lange Brücke stellt ein robustes Verbindungselement beider Anteile dar und erreicht somit die zweitbesten Werte bei maximaler Belastung (246,54 N bei selbstbohrenden- bzw. 242,39 N bei selbstschneidenden Schrauben). Die Y-platte ist nicht mit der DPO gleichzusetzten, verkörpert aber im Gegensatz zur Versorgung mittels einer einzelnen 4-Loch-Platte eine solide Osteosynthese der Gelenkhalsbasis. Das Eindrehen selbstbohrender Schrauben erhöhte bei den durchgeführten Tests nur leicht die Stabilität des Osteosyntheseverbundes, was der festeren Verankerung im „Knochen“ zu verdanken sein dürfte, letztlich jedoch zu keiner signifikanten Steigerung der Stabilität führte. Ein Vergleich dieser Steifigkeits- und Stabilitätswerte mit der Literatur ist auf Grund fehlender Studien nicht möglich, jedoch sprechen die gemessenen Werte für eine ausreichend stabile Versorgung einer basalen Collum mandibulae Fraktur durch die Y-Platte. Ein wesentlicher Vorteil dieser OSP ist darin zu sehen, dass sie insbesondere für die transorale Fixation konzipiert wurde. Dieser chirurgische Zugang zum Collum mandibulae gilt als minimalinvasiv, da die Komplikationen einer extraoralen Vorgehensweise, wie Verletzung des Nervus facialis oder der Glandula parotis bzw. des Gehörganges minimiert und extraorale Narben vermieden werden. Die Standardversorgung dieser Fraktur mittels zweier Miniplatten ist chirurgisch anspruchsvoller, da hier die exakte Positionierung der Platten besonders bei graziler oder gar osteoporotischer Knochenbeschaffenheit viel Erfahrung und chirurgische Geschicklichkeit erfordert (Meyer et al., 2006; Pilling et al., 2010). Des Weiteren könnten die 4 Schrauben im proximalen Fragment die Stabilität des Collum mandibulae schwächen.

Für den Operateur bleibt eine Einzelplatte deutlich praktikabler, insbesondere dann, wenn sie etwas weiter anterior platziert werden kann, als es die Standardversorgung vorgibt. Diese beschreibt die Positionierung zweier Miniplatten im Bereich des Gelenkhalses. Die erste wird entlang der dorsalen Kante des Collum mandibulae fixiert und die zweite annähernd rechtwinklig dazu an der lateralen Facies unterhalb der Incisura semilunaris (Champy und Lodde 1976; Champy und Lodde 1977; Meyer et al., 2006). Diesen Forderungen soll die Y-Platte, welche in der vorliegenden Arbeit mit der TriLock Deltaplatte und dem Doppelminiplattensystem verglichen wird, gerecht werden. Es sollte deren

Stabilität und Steifigkeit und somit die Eignung dieser Einzelplattenosteosynthesen im Vergleich zur Standardversorgung überprüft werden.
Wie erwartet, besitzt die Doppelplattenosteosynthese die höchste Belastbarkeit und stellt die zuverlässigste Fixationsform der vier Proben, gemessen an der Maximalkraft dar. Zwischen den Y-Platten mit den selbstbohrenden und selbstschneidenden Schrauben wurde kein signifikanter Unterschied gemessen. Beide Systeme sind jedoch signifikant stabiler als die TriLock Deltaplatte. Bei der Testung der Steifigkeit erreicht diese jedoch die höchsten Werte, gefolgt von den Y-Platten mit selbstbohrenden und selbstschneidenden Schrauben. Die geringste Steifigkeit konnte bei den DPO gemessen werden.
Die hier eruierten Daten zeigen, dass die stabile funktionelle Versorgung einer Gelenkhalsbasisfraktur mit allen getesteten Osteosynthesetypen möglich ist. Unter Berücksichtigung der deutlich reduzierten Belastung *post operationem* stellen korrekt positionierte Deltaplatten, Y-Platten und zwei Miniplatten stabile Osteosynthesen dar. Vorteil der Einzelplatten ist die einfachere Handhabung und die Möglichkeit diese über einen transoralen Zugang anzubringen, was im Gegensatz zu extraoralen Zugängen weniger risikobehaftet ist.

In diesem Versuchsaufbau wurde nicht auf die einzelnen Schraubendesigns eingegangen, obwohl davon auszugehen ist, dass diese Einfluss auf die Stabilität einer Osteosynthese haben. Daher sollten weitere Untersuchungen zur Auswirkung verschiedener Schraubentypen auf die Osteosyntheseverbunde durchgeführt und die hier vorgestellten Y-Platten im klinischen Alltag anhand randomisierter Studien bewertet werden.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden experimentellen Arbeit wurden die maximale Belastbarkeit und die Steifigkeit von vier Osteosyntheseplatten untersucht. Hierfür wurden 40 identische Synbone® Polyurethanunterkiefer mit einer Säge standardisiert im Bereich des basalen Collum mandibulae osteotomiert. Anschließend wurden vier Versuchsreihen, bestehend aus jeweils zehn Mandibulae gebildet und osteosynthetisch versorgt. Die erste Gruppe (n=10) wurde analog der Standardempfehlung mit zwei 4-Loch-Miniplatten versorgt. Die zweite Gruppe erhielt eine Osteosynthese mittels Y-Platten und selbstbohrenden Schrauben, während die dritte Gruppe mit Y-Platten und selbstschneidenden Schrauben versehen wurde. In der vierten Gruppe erfolgte die Frakturversorgung mit winkelstabilen TriLock Delta Condylus Tauma Platten.
In einer biomechanischen Testung wurde die Maximalkraft, die zum Versagen des jeweiligen Osteosyntheseverbundes führte, ermittelt und die Werte untereinander verglichen. Darüberhinaus wurde die Steifigkeit der Osteosyntheseplatten eruiert und ebenfalls vergleichend ausgewertet.
Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass die osteosynthetische Versorgung der Frakturen mittels zweier 4-Loch-Miniplatten am stabilsten ist. Ihr folgen mit sinkender Stabilität die Y-Platten mit selbstbohrenden und selbstschneidenden Schrauben. Die TriLock Delta Condylusplatte gibt im Rahmen dieser Studie bei der geringsten Maximalkraft nach, weist jedoch die höchste Steifigkeit aller untersuchten Osteosyntheseplatten auf. Die Y-Platte mit den selbstbohrenden Schrauben zeigte die zweithöchste Steifigkeit, gefolgt von den Y-Platten mit selbstschneidenden Schrauben und letztlich den Doppelminiplatten.

Da im Rahmen dieser Studie Extrembelastungen simuliert wurden, sind unter physiologischer Beanspruchung alle der hier getesteten Osteosyntheseverfahren uneingeschränkt für die Versorgung einer Kiefergelenkhalsbasisfraktur anwendbar. Ob eines der getesteten Systeme die konventionelle Miniplattenversorgung zu ersetzen vermag, lässt sich erst anhand folgender klinischer Langzeitstudien beurteilen. Letztlich sollte die Präferenz dem System gelten, welches der jeweiligen klinischen Situation entsprechend, über einen

möglichst atraumatischen Zugangsweg optimal eingebracht werden kann. Dabei sollte der Prozess der Knochenheilung unterstützt und die Dauer des Eingriffs möglichst gering gehalten werden. Die Auswahl des geeigneten Osteosyntheseverfahrens bleibt nach Einschätzung der individuellen klinischen Situation dem Behandler überlassen, der das Für und Wider der jeweiligen Versorgung abwägen muss.

7. Literaturverzeichnis

Abbas I, Ali K, Mirza YB: Spectrum of mandibular fractures at a tertiary care dental hospital in Lahore. J Ayub Med Coll Abbottabad 15(2), 12-4 (2003)

Al Ahmed HE, Jaber MA, Abu Fanas SH, Karas M: The pattern of maxillofacial fractures in Sharjah, United Arab Emirates: a review of 230 cases. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 98(2), 166-70 (2004)

Al-Khateeb T, Abdullah FM: Craniomaxillofacial injuries in the United Arab Emirates: a retrospective study. J Oral Maxillofac Surg 65(6), 1094-101 (2007)

Alkan A, Metin M, Muglali M, Ozden B, Celebi N: Biomechanical comparison of plating techniques for fractures of the mandibular condyle. Br J Oral Maxillofac Surg 45(2), 145-9 (2007)

Amaratunga NA: A study of condylar fractures in Sri Lankan patients with special reference to the recent views on treatment, healing and sequelae. Br J Oral Maxillofac Surg 25(5), 391-7 (1987)

Anderson DJ: A method of recording masticatory loads. J Dent Res 32(6), 785-9 (1953)

Andreasen JO, Storgard Jensen S, Kofod T, Schwartz O, Hillerup S: Open or closed repositioning of mandibular fractures: is there a difference in healing outcome? A systematic review. Dent Traumatol 24(1), 17-21 (2008)

Aquilina P, Chamoli U, Parr WC, Clausen PD, Wroe S: Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. Br J Oral Maxillofac Surg 51(4), 326-31 (2013)

Asprino L, Consani S, de Moraes M: A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg 64(3), 452-6 (2006)

Assael LA: Functional Anatomy. In: Kaplan AS,Assael LA: Temporomandibular Disorders: Diagnosis & Treatment. 2-7, W.B. Saunders Company Harcourt Brace Jovanovich, Inc., Philadelphia London 1991

Augat P, Burger J, Schorlemmer S, Henke T, Peraus M, Claes L: Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. J Orthop Res 21(6), 1011-7 (2003)

Augat P, Margevicius K, Simon J, Wolf S, Suger G, Claes L: Local tissue properties in bone healing: influence of size and stability of the osteotomy gap. J Orthop Res 16(4), 475-81 (1998)

Augat P, Merk J, Ignatius A, Margevicius K, Bauer G, Rosenbaum D, Claes L: Early, full weightbearing with flexible fixation delays fracture healing. Clin Orthop Relat Res(328), 194-202 (1996)

Austermann KH: Frakturen des Gesichtsschädels. In: Schwenzer N,Ehrenfeld M: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Band 2 Spezielle Chirurgie. 2, 276-287; 297-327, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 2002

Baker AW, McMahon J, Moos KF: Current consensus on the management of fractures of the mandibular condyle. A method by questionnaire. Int J Oral Maxillofac Surg 27(4), 258-66 (1998)

Balaji SM: Parotid fistula from transparotid approach for mandibular subcondylar fracture reduction. Ann Maxillofac Surg 3(2), 182-4 (2013)

Barron RP, Kainulainen VT, Gusenbauer AW, Hollenberg R, Sandor GK: Management of traumatic dislocation of the mandibular condyle into the middle cranial fossa. J Can Dent Assoc 68(11), 676-80 (2002)

Becker R, Austermann KH: Frakturen des Gesichtsschädels. In: Schwenzer N,Grimm G: Spezielle Chirurgie, Bd 2: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. 2, 519-650, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1990

Bessho K, Iizuka T, Murakami K: A bioabsorbable poly-L-lactide miniplate and screw system for osteosynthesis in oral and maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg 55(9), 941-5;discussion 945-6 (1997)

Bohndorf K, Imhof H, Wörtler K (2013). Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke. Augsburg Wien München, Georg Thieme Verlag.

Bos RR: Treatment of pediatric facial fractures: the case for metallic fixation. J Oral Maxillofac Surg 63(3), 382-4 (2005)

Bos RR, Ward Booth RP, de Bont LG: Mandibular condyle fractures: a consensus. Br J Oral Maxillofac Surg 37(2), 87-9 (1999)

Brandt MT, Haug RH: Open versus closed reduction of adult mandibular condyle fractures: a review of the literature regarding the evolution of current thoughts on management. J Oral Maxillofac Surg 61(11), 1324-32 (2003)

Bredbenner TL, Haug RH: Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 90(5), 574-80 (2000)

Bruckmoser E, Undt G: Management and outcome of condylar fractures in children and adolescents: a review of the literature. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 114(5 Suppl), S86-S106 (2012)

Champy M, Lodde JP: [Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress]. Rev Stomatol Chir Maxillofac 77(8), 971-6 (1976)

Champy M, Lodde JP: [Study of stresses in the fractured mandible in man. Theoretical measurement and verification by extensometric gauges in situ]. Rev Stomatol Chir Maxillofac 78(8), 545-51 (1977)

Choi BH, Kim KN, Kim HJ, Kim MK: Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. J Craniomaxillofac Surg 27(2), 109-12 (1999)

Choi BH, Yi CK, Yoo JH: Clinical evaluation of 3 types of plate osteosynthesis for fixation of condylar neck fractures. J Oral Maxillofac Surg 59(7), 734-7; discussion 738 (2001)

Choi BH, Yoo JH, Kim KN, Kang HS: Stability testing of a two miniplate fixation technique for mandibular angle fractures. An in vitro study. J Craniomaxillofac Surg 23(2), 123-5 (1995)

Chrcanovic BR: Open versus closed reduction: diacapitular fractures of the mandibular condyle. Oral Maxillofac Surg 16(3), 257-65 (2012a)

Chrcanovic BR: Open versus closed reduction: mandibular condylar fractures in children. Oral Maxillofac Surg 16(3), 245-55 (2012b)

Claes L: Biologie und Biomechanik der Osteosynthese und Frakturheilung. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date 1(04), 329-341 (2006)

Claes L, Augat P, Schorlemmer S, Konrads C, Ignatius A, Ehrnthaller C: Temporary distraction and compression of a diaphyseal osteotomy accelerates bone healing. J Orthop Res 26(6), 772-7 (2008)

Claes L, Wolf S, Augat P: [Mechanical modification of callus healing]. Chirurg 71(9), 989-94 (2000)

Clason C, Hinz AM, Schieferstein H: A method for material parameter determination for the human mandible based on simulation and experiment. Comput Methods Biomech Biomed Engin 7(5), 265-76 (2004)

Conci RA, Tomazi FH, Noritomi PY, da Silva JV, Fritscher GG, Heitz C: Comparison of Neck Screw and Conventional Fixation Techniques in Mandibular Condyle Fractures Using 3-Dimensional Finite Element Analysis. J Oral Maxillofac Surg 73(7), 1321-7 (2015)

Costa FW, Bezerra MF, Ribeiro TR, Pouchain EC, Saboia Vde P, Soares EC: Biomechanical analysis of titanium plate systems in mandibular condyle fractures: a systematized literature review. Acta Cir Bras 27(6), 424-9 (2012)

Dake (2006). Mandibule. Mandibule.jpg, Wikipedia.org. https://en.wikipedia.org/wiki/Mandible#/media/File:Mandibule.jpg. 25.5.2016

Dayi E, Omezli MM: Review of biomechanical experimental studies on different plating techniques of mandibular condyle fractures. Ann Maxillofac Surg 1(1), 48-52 (2011)

de Jesus GP, Vaz LG, Gabrielli MF, Passeri LA, T VO, Noritomi PY, Jurgens P: Finite element evaluation of three methods of stable fixation of condyle base fractures. Int J Oral Maxillofac Surg 43(10), 1251-6 (2014)

Devlin MF, Hislop WS, Carton AT: Open reduction and internal fixation of fractured mandibular condyles by a retromandibular approach: surgical morbidity and informed consent. Br J Oral Maxillofac Surg 40(1), 23-5 (2002)

DGMKG (2010a) "Mehr Gesichts-OPs durch Alkohol - Pressemitteilung der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie."

DGMKG (2010b) "Unerkannte Gefahr beim Ski-Sport: Zunahme sportbedingter Kopf- und Gesichtsverletzungen - Pressemitteilung der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie."

DGMKG (2010c) "Zunahme sportbedingter Gesichtsverletzungen: Neue Studie auf Jahreskongress vorgestellt. - Pressemitteilung der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie."

Dimitroulis G: Condylar injuries in growing patients. Aust Dent J 42(6), 367-71 (1997)

dos Santos JD, Jr., de Rijk WG: Vectorial analysis of the equilibrium of forces transmitted to TMJ and occlusal biteplane splints. J Oral Rehabil 22(4), 301-10 (1995)

Duda GN, Henssler A, Negele A, Kreidler J, Claes L: [Physiological loading of the mandibular osteosynthesis: development of an improved mandibular load simulator]. Biomed Tech (Berl) 47(11), 272-7 (2002)

Eckelt U: Gelenkfortsatzfrakturen. Mund Kiefer Gesichtschir 4 Suppl 1, S110-7 (2000)

Eckelt U: Unterkiefergelenkfortsatzfrakturen. MKG-Chirurg 7, 26-34 (2014)

Eckelt U, Gerber S: [Draw-screw osteosynthesis with a novel osteosynthesis instrument set in mandibular condyle fractures]. Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl 69(6), 485-90 (1981)

Eckelt U, Hlawitschka M: Clinical and radiological evaluation following surgical treatment of condylar neck fractures with lag screws. J Craniomaxillofac Surg 27(4), 235-42 (1999)

Eckelt U, Schneider M, Erasmus F, Gerlach KL, Kuhlisch E, Loukota R, Rasse M, Schubert J, Terheyden H: Open versus closed treatment of fractures of the mandibular condylar process-a prospective randomized multi-centre study. J Craniomaxillofac Surg 34(5), 306-14 (2006)

Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ: Biomechanics of locked plates and screws. J Orthop Trauma 18(8), 488-93 (2004)

Eichner K: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 18, 915-924 (1963)

Eichner K:
Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen. Dtsch Zahnärztl Wochenzeitschrift 18, 415-426 (1964)

Elhammali N, Bremerich A, Rustemeyer J: Demographical and clinical aspects of sports-related maxillofacial and skull base fractures in hospitalized patients. Int J Oral Maxillofac Surg 39(9), 857-62 (2010)

Ellis E: A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques (Discussion). J Oral Maxillofac Surg 60, 80-81 (2002)

Ellis E, 3rd: Method to determine when open treatment of condylar process fractures is not necessary. J Oral Maxillofac Surg 67(8), 1685-90 (2009)

Ellis E, 3rd, Dean J: Rigid fixation of mandibular condyle fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 76(1), 6-15 (1993)

Ellis E, 3rd, Graham J: Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. J Oral Maxillofac Surg 60(6), 642-5; discussion 645-6 (2002)

Ellis E, 3rd, Throckmorton GS: Bite forces after open or closed treatment of mandibular condylar process fractures. J Oral Maxillofac Surg 59(4), 389-95 (2001)

Ellis E, Throckmorton GS: Treatment of mandibular condylar process fractures: biological considerations. J Oral Maxillofac Surg 63(1), 115-34 (2005)

Farmand M: [Experiences with the 3-D miniplate osteosynthesis in mandibular fractures]. Fortschr Kiefer Gesichtschir 41, 85-7 (1996)

Farmand M, Dupoirieux L: [The value of 3-dimensional plates in maxillofacial surgery]. Rev Stomatol Chir Maxillofac 93(6), 353-7 (1992)

Feller KU, Richter G, Schneider M, Eckelt U: Combination of microplate and miniplate for osteosynthesis of mandibular fractures: an experimental study. Int J Oral Maxillofac Surg 31(1), 78-83 (2002)

Gassner R, Tuli T, Hachl O, Rudisch A, Ulmer H: Cranio-maxillofacial trauma: a 10 year review of 9,543 cases with 21,067 injuries. J Craniomaxillofac Surg 31(1), 51-61 (2003)

Gealh WC, Costa JV, Ferreira GM, Iwaki Filho L: Comparative study of the mechanical resistance of 2 separate plates and 2 overlaid plates used in the fixation of the mandibular condyle: an in vitro study. J Oral Maxillofac Surg 67(4), 738-43 (2009)

Gerlach KL, Schwarz A: Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. Int J Oral Maxillofac Surg 31(4), 345-8 (2002)

Gilhuus-Moe O: [Morphogenesis of the temporomandibular joint]. Nor Tannlaegeforen Tid 79(9), 591-607 (1969)

Günther H, Schwenzer N, Metz HJ: Fraktur, Luxation und Kontusion des Kiefergelenkes. In: Schuchardt K: Das frische Trauma im Kiefer- Gesichtsbereich. Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie Band 11. 11, 174-186, Thieme, Stuttgart, 1967

Gupta A, Singh V, Mohammad S: Bite force evaluation of mandibular fractures treated with microplates and miniplates. J Oral Maxillofac Surg 70(8), 1903-8 (2012)

Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R: Principle and stability of locking plates. Keio J Med 52(1), 21-4 (2003)

Gutwald R, Büscher P, Schramm A, Rahn B, Gellrich NC, Schmelzeisen R: Biomechanical stability of an internal mini-fixation-system in maxillofacial osteosynthesis. Med Biol Eng Comp 37(2), 280-281 (1999)

Gutwald R, Schmelzeisen R: Traumatologie. In: Hausamen JE, Becker J, Neukam FW, Reichart PA,Schliephake H: Curriculum Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. 3, 357-420, Quintessenz, Berlin, 2002

Haim D, Muller A, Leonhardt H, Nowak A, Richter G, Lauer G: Biomechanical study of the Delta plate and the TriLock Delta condyle trauma plate. J Oral Maxillofac Surg 69(10), 2619-25 (2011)

Hammer B, Schier P, Prein J: Osteosynthesis of condylar neck fractures: a review of 30 patients. Br J Oral Maxillofac Surg 35(4), 288-91 (1997)

Handschel J, Ruggeberg T, Depprich R, Schwarz F, Meyer U, Kubler NR, Naujoks C: Comparison of various approaches for the treatment of fractures of the mandibular condylar process. J Craniomaxillofac Surg 40(8), e397-401 (2012)

Häring R, Zilch H: XIX. Gesicht, Mundhöhle, Kiefer - Verletzungen, Frakturen und Luxationen. In: Häring R,Zilch H: Chirurgie mit Repetitorium. 1014, Walter de Gruyter Berlin, 1986

Härle F, Champy M, Terry BC (2009). Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Micrplates, Miniplates, and Screws, Thieme.

Härtel J, Hellmuth M, Hellmuth KO: [The Helkimo index for assessing treatment results after mandibular fractures]. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 15(4), 292-6 (1991)

Haug RH, Assael LA: Outcomes of open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures. J Oral Maxillofac Surg 59(4), 370-5; discussion 375-6 (2001)

Haug RH, Barber JE, Reifeis R: A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 82(3), 257-63 (1996)

Haug RH, Fattahi TT, Goltz M: A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg 59(10), 1199-210 (2001)

Haug RH, Peterson GP, Goltz M: A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg 60(1), 73-80; discussion 80-1 (2002)

Henssler A (1999). Biomechanische in vitro-Untersuchung zur Stabilität der 2,4 mm exzentrisch dynamischen Kompressionsplatte aus Reintitan. Medizinischen Fakultät Ulm. Ulm, Medizinische Universität Ulm. Dr. med. dent.

Hirschfelder U, Müssig D, Zschiesche S, Hirschfelder H: Funktionskieferorthopädisch behandelte Kondylusfrakturen—eine klinische und computertomographische Untersuchung. Fortschritte der Kieferorthopädie 48(6), 504-515 (1987)

Horch HH (2007). Praxis der Zahnheilkunde Band 10 Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. München Jena, Urban & Fischer.

Howaldt HP, Schmelzeisen R (2002). Einfü hrung in die Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie. München - Jena, Urban & Fischer.

Hüls A, Walter E, Schulte W, Freesmeyer WB: Computertomographische Stadieneinteilung des dysfunktionellen Gelenkkopfumbaus. Dtsch Zahnarztl Z 40(1), 37-51 (1985)

Jacobovicz J, Lee C, Trabulsy PP: Endoscopic repair of mandibular subcondylar fractures. Plast Reconstr Surg 101(2), 437-41 (1998)

Jager K, Graber G, Schrutt L: [Construction and testing of a strain gauge for measuring masticatory force]. Schweiz Monatsschr Zahnmed 99(6), 670-5 (1989)

Jeckel N, Schwarz O, Biggel H, Schilli W: Ursache, soziale Begleitumstände und Frakturverlauf bei Kieferfrakturen. Dtsch Zahnarztl Z 38, 304-307 (1983)

Joos U, Buchter A, Wiesmann HP, Meyer U: Strain driven fast osseointegration of implants. Head Face Med 1, 6 (2005)

Joos U, Piffko J, Meyer U: [New aspects in managing mandibular fractures]. Mund Kiefer Gesichtschir 5(1), 2-16 (2001)

Klatt J, Heiland M, Blessmann M, Blake F, Schmelzle R, Pohlenz P: Clinical indication for intraoperative 3D imaging during open reduction of fractures of the

neck and head of the mandibular condyle. J Craniomaxillofac Surg 39(4), 244-8 (2011)

Klatt J, Pohlenz P, Blessmann M, Blake F, Eichhorn W, Schmelzle R, Heiland M: Clinical follow-up examination of surgically treated fractures of the condylar process using the transparotid approach. J Oral Maxillofac Surg 68(3), 611-7 (2010)

Klaushofer K, Peterlik M: [Pathophysiology of fracture healing]. Radiologe 34(12), 709-14 (1994)

Kokemueller H, Konstantinovic VS, Barth EL, Goldhahn S, von See C, Tavassol F, Essig H, Gellrich NC: Endoscope-assisted transoral reduction and internal fixation versus closed treatment of mandibular condylar process fractures--a prospective double-center study. J Oral Maxillofac Surg 70(2), 384-95 (2012)

Koolstra JH: Dynamics of the human masticatory system. Crit Rev Oral Biol Med 13(4), 366-76 (2002)

Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M: A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. J Biomech 21(7), 563-76 (1988)

Körber K: Funktionslehre: Kaukraft. In: Körber K: Zahnärztliche Prothetik. 60-62, Thieme, Stuttgart, 1995

Krenkel C: Axial 'anchor' screw (lag screw with biconcave washer) or 'slanted-screw' plate for osteosynthesis of fractures of the mandibular condylar process. J Craniomaxillofac Surg 20(8), 348-53 (1992)

Kubiak EN, Fulkerson E, Strauss E, Egol KA: The evolution of locked plates. J Bone Joint Surg Am 88 Suppl 4, 189-200 (2006)

Lachner J, Clanton JT, Waite PD: Open reduction and internal rigid fixation of subcondylar fractures via an intraoral approach. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 71(3), 257-61 (1991)

Landes CA, Ballon A: Indications and limitations in resorbable P(L70/30DL)LA osteosyntheses of displaced mandibular fractures in 4.5-year follow-up. Plast Reconstr Surg 117(2), 577-87; discussion 588-9 (2006)

Landes CA, Ballon A, Tran A, Ghanaati S, Sader R: Segmental stability in orthognathic surgery: Hydroxyapatite/Poly-l-lactide osteoconductive composite versus titanium miniplate osteosyntheses. J Craniomaxillofac Surg (2014)

Landes CA, Day K, Glasl B, Ludwig B, Sader R, Kovacs AF: Prospective evaluation of closed treatment of nondisplaced and nondislocated mandibular condyle fractures versus open reposition and rigid fixation of displaced and dislocated fractures in children. J Oral Maxillofac Surg 66(6), 1184-93 (2008)

Lauer G, Pradel W, Schneider M, Eckelt U: [Transoral osteosynthesis of condylar neck fractures using a three-dimensional plate]. Mund Kiefer Gesichtschir 10(5), 335-40 (2006)

Lauer G, Pradel W, Schneider M, Eckelt U: A new 3-dimensional plate for transoral endoscopic-assisted osteosynthesis of condylar neck fractures. J Oral Maxillofac Surg 65(5), 964-71 (2007)

Lautenbach E: Auswirkungen von Kiefergelenkfrakturen bei Kindern und Jugendlichen. In: Schuchardt K: Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie - Ein Jahrbuch. Band XII. Die Therapie der Spätfolgen nach Traumen im Kiefer-Gesichtsbereich 12, 78-85, Thieme, Stuttgart, 1967

Lekven N, Neppelberg E, Tornes K: Long-term follow-up of mandibular condylar fractures in children. J Oral Maxillofac Surg 69(11), 2853-9 (2011)

Lima SM, Jr., Asprino L, Moreira RW, de Moraes M: Surgical complications of mandibular condylar fractures. J Craniofac Surg 22(4), 1512-5 (2011)

Loukota RA, Eckelt U, De Bont L, Rasse M: Subclassification of fractures of the condylar process of the mandible. Br J Oral Maxillofac Surg 43(1), 72-3 (2005)

Loukota RA, Neff A, Rasse M: Nomenclature/classification of fractures of the mandibular condylar head. Br J Oral Maxillofac Surg 48(6), 477-8 (2010)

Luhr HG: [On the stable osteosynthesis in mandibular fractures]. Dtsch Zahnarztl Z 23(7), 754 (1968)

Malkin M, Kresberg H, Mandel L: Submandibular Approach for Open Reduction of Condylar Fracture. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 17, 152-7 (1964)

Marker P, Nielsen A, Bastian HL: Fractures of the mandibular condyle. Part 1: patterns of distribution of types and causes of fractures in 348 patients. Br J Oral Maxillofac Surg 38(5), 417-21 (2000)

May B, Saha S, Saltzman M: A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading. Clin Biomech (Bristol, Avon) 16(6), 489-95 (2001)

Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A: Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. J Craniomaxillofac Surg 30(3), 160-9 (2002)

Meyer C, Kahn JL, Boutemy P, Wilk A: Determination of the external forces applied to the mandible during various static chewing tasks. J Craniomaxillofac Surg 26(5), 331-41 (1998)

Meyer C, Kahn JL, Lambert A, Boutemy P, Wilk A: Development of a static simulator of the mandible. J Craniomaxillofac Surg 28(5), 278-86 (2000a)

Meyer C, Martin E, Kahn JL, Zink S: Development and biomechanical testing of a new osteosynthesis plate (TCP) designed to stabilize mandibular condyle fractures. J Craniomaxillofac Surg 35(2), 84-90 (2007)

Meyer C, Serhir L, Boutemi P: Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. J Craniomaxillofac Surg 34(3), 173-81 (2006)

Meyer C, Zink S, Chatelain B, Wilk A: Clinical experience with osteosynthesis of subcondylar fractures of the mandible using TCP plates. J Craniomaxillofac Surg 36(5), 260-8 (2008)

Meyer U, Meyer T, Wiesmann HP, Stratmann U, Kruse-Losler B, Maas H, Joos U: The effect of magnitude and frequency of interfragmentary strain on the tissue response to distraction osteogenesis. J Oral Maxillofac Surg 57(11), 1331-9; discussion 1340-1 (1999)

Meyer U, Vollmer D, Homann C, Schuon R, Benthaus S, Vegh A, Felszegi E, Joos U, Piffko J: [Experimental and finite-element models for the assessment of mandibular deformation under mechanical loading]. Mund Kiefer Gesichtschir 4(1), 14-20 (2000b)

Muller-Richter UD, Reuther T, Bohm H, Kochel M, Kubler AC: Treatment of intracapsular condylar fractures with resorbable pins. J Oral Maxillofac Surg 69(12), 3019-25 (2011)

Neff A (2002). Funktionsstabile Osteosynthese bei Frakturen der Kiefergelenkwalze: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen. München, Technische Universität München. **Medizinische Habilitationsschrift**.

Neff A: Traumatologie des Unterkiefergelenkfortsatzes. MKG-Chirurg 4(3), 229-244 (2011)

Neff A (2012). Traumatologie Unterkiefer / Kiefergelenk. 2. Kurs MKG compact 2012, Akademie der DGMKG. Neff A. Erfurt.

Neff A, Chossegros C, Blanc JL, Champsaur P, Cheynet F, Devauchelle B, Eckelt U, Ferri J, Gabrielli MF, Guyot L, Koppel DA, Meyer C, Muller B, Peltomaki T, Spallaccia F, Varoquaux A, Wilk A, Pitak-Arnnop P: Position paper from the IBRA Symposium on Surgery of the Head - The 2nd International Symposium for Condylar Fracture Osteosynthesis, Marseille, France 2012. J Craniomaxillofac Surg (2014)

Neff A, Kolk A, Neff F, Horch HH: [Surgical vs. conservative therapy of diacapitular and high condylar fractures with dislocation. A comparison between MRI and axiography]. Mund Kiefer Gesichtschir 6(2), 66-73 (2002)

Neff A, Kuhn A, Schieferstein H, Hinz AM, Wilczok E, Mühlberger G, Zeilhofer H-F, Sader R, Deppe H, Horch H-H: Development of Innovative Osteosynthesis Techniques by Numerical and In Vitro Simulation of the Masticatory System. In:

Bungartz H-J, Hoppe RW,Zenger C: Lectures on Applied Mathematics. 179-205, Springer Berlin Heidelberg, 2000

Neff A, Pautke C, Horch HH: Spezielle Traumatologie des Kiefergelenkfortsatzes. In: Horch HH: Praxis der Zahnheilkunde Band 10 Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. 10, 108-125, Urban & Fischer, München Jena, 2007a

Neff A, Pautke C, Horch HH: Traumatologie des Gesichtsschädels In: Horch H-H: Praxis der Zahnheilkunde Band 10 Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. 10, 57-181, Urban & Fischer, München Jena, 2007b

Neff A, Pautke C, Horch HH: Traumatologie des Gesichtsschädels - Allgemeine Traumatologie. In: Horch H-H: Praxis der Zahnheilkunde Band 10 Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. 10, 63-66, Urban & Fischer, München Jena, 2007c

Neff A, Pautke C, Horch HH: Traumatologie des Gesichtsschädels - Konservative Frakturversorgung. In: Horch HH: Praxis der Zahnheilkunde Band 10 Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. 10, 117-9, Urban & Fischer, München Jena, 2007d

Nehse G, Maerker R: Indikationsstellung verschiedener Rekonstruktions- und Osteosyntheseverfahren bei der operativen Versorgung von subkondylären Frakturen des Unterkiefers. Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie 41, 120-3 (1996)

Neill DJ, Kydd WL, Nairn RI, Wilson J: Functional loading of the dentition during mastication. J Prosthet Dent 62(2), 218-28 (1989)

Newman L: A clinical evaluation of the long-term outcome of patients treated for bilateral fracture of the mandibular condyles. Br J Oral Maxillofac Surg 36(3), 176-9 (1998)

Norholt SE, Krishnan V, Sindet-Pedersen S, Jensen I: Pediatric condylar fractures: a long-term follow-up study of 55 patients. J Oral Maxillofac Surg 51(12), 1302-10 (1993)

Nussbaum ML, Laskin DM, Best AM: Closed versus open reduction of mandibular condylar fractures in adults: a meta-analysis. J Oral Maxillofac Surg 66(6), 1087-92 (2008)

Oestern H-J, Probst J, Kuner EH: Die Gründung und Entwicklungder der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen. In: Unfallchirurgie in Deutschland. 135-143, Springer Berlin Heidelberg, 1997

Ohura N, Ichioka S, Sudo T, Nakagawa M, Kumaido K, Nakatsuka T: Dislocation of the bilateral mandibular condyle into the middle cranial fossa: review of the literature and clinical experience. J Oral Maxillofac Surg 64(7), 1165-72 (2006)

Pape HD, Herzog M, Gerlach KL: Der Wandel der Unterkieferfrakturversorgung von 1950-1980 am Beispiel der Kölner Klinik. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 38, 301-3 (1983)

Parascandolo S, Spinzia A, Piombino P, Califano L: Two load sharing plates fixation in mandibular condylar fractures: biomechanical basis. J Craniomaxillofac Surg 38(5), 385-90 (2010)

Perthes G: Über Frakturen und Luxationsfrakturen des Kiefergelenkköfchens und ihre operative Behandlung. Acrch Klin Chir 133, 418-433 (1924)

Petzel JR, Bulles G: Experimental studies of the fracture behaviour of the mandibular condylar process. J Maxillofac Surg 9(4), 211-5 (1981)

Piffko J, Homann C, Schuon R, Joos U, Meyer U: [Experimental study on the biomechanical stability of different internal fixators for use in the mandible]. Mund Kiefer Gesichtschir 7(1), 1-6 (2003)

Pileicikiene G, Surna A, Barauskas R, Surna R, Basevicius A: Finite element analysis of stresses in the maxillary and mandibular dental arches and TMJ articular discs during clenching into maximum intercuspation, anterior and unilateral posterior occlusion. Stomatologija 9(4), 121-8 (2007)

Pilling E, Eckelt U, Loukota R, Schneider K, Stadlinger B: Comparative evaluation of ten different condylar base fracture osteosynthesis techniques. Br J Oral Maxillofac Surg 48(7), 527-31 (2010)

Prabhu RK, Sinha R, Chowdhury SK, Chattopadhyay PK: Evaluation of facial nerve function following surgical approaches for maxillofacial trauma. Ann Maxillofac Surg 2(1), 36-40 (2012)

Rahn R, Thomaidis G, Frenkel G, Frank P, Kinner U: [Late results of conservative condylar fracture treatment]. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 13(3), 197-202 (1989)

Rasse M: Neuere Entwicklungen der Therapie der Gelenkfortsatzbrüche der Mandibula. Mund Kiefer Gesichtschir 4(2), 69-87 (2000)

Rasse M: Frakturen des Gesichtsschädels - Definitive Frakturversorgung. In: Schwenzer N,Ehrenfeld M: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Band 4 Mund- Kiefer-Gesichtschirurgie. 4, 299 - 317, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 2010a

Rasse M: Frakturen des Gesichtsschädels - Gelenkfortsatzfrakturen. In: Schwenzer N,Ehrenfeld M: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Band 4 Mund- Kiefer-Gesichtschirurgie. 4, 355-362, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 2010b

Rasse M: Frakturen des Gesichtsschädels - Spezielle Frakturen. In: Schwenzer N,Ehrenfeld M: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Band 4 Mund- Kiefer-Gesichtschirurgie. 4, 318-362, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 2010c

Rasse M: Spezielle Traumatologie - Frakturen des Unterkiefers. In: Hausamen JE, Machtens E, Reuther J, Eufinger H, Kübler A,Schliephake H: Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie - Operationslehre und -atlas. 265-273, Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2012

Reichenbach E: Die Verrenkungsbrüche des Unterkiefergelenkkopfes. Deutsche Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde 1, 31-48 (1934)

Reinhold MP, Collin et Cie (1931). Système de cramponage aux os des attelles d'osteosynthese de tout système de meintien des fractures. République Francaise. Brevet d´invention 742618.

Rosa VL, Guimaraes AS, Marie SK: Intrusion of the mandibular condyle into the middle cranial fossa: case report and review of the literature. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 102(1), e4-7 (2006)

Rowe NL: Fractures of the Facial Skeleton. In: Rowe NL,Killey HC: Fractures of the Facial Skeleton. 137-172, Churchill Livingstone, Edinburgh, London, 1968

Santler G, Karcher H, Ruda C, Kole E: Fractures of the condylar process: surgical versus nonsurgical treatment. J Oral Maxillofac Surg 57(4), 392-7; discussion 397-8 (1999)

Schell H, Epari DR, Kassi JP, Bragulla H, Bail HJ, Duda GN: The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability. J Orthop Res 23(5), 1022-8 (2005)

Schenk R, Willenegger H: [on the Histological Picture of So-Called Primary Healing of Pressure Osteosynthesis in Experimental Osteotomies in the Dog]. Experientia 19, 593-5 (1963)

Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K: Kopf und Hals - Mandibula und Kauapparat. In: Schiebler TH, Schmidt W,Zilles K: Anatomie. 418-21, Springer Verlag, Berlin Heidelberg, 1997

Schiel S, Mayer P, Probst F, Otto S, Cornelius CP: Transoral open reduction and fixation of mandibular condylar base and neck fractures in children and young teenagers--a beneficial treatment option? J Oral Maxillofac Surg 71(7), 1220-30 (2013)

Schierle HP, Schmelzeisen R, Rahn B: [Experimental studies of the biomechanical stability of different miniplate configurations for the mandibular angle]. Fortschr Kiefer Gesichtschir 41, 166-70 (1996)

Schmelzeisen R, Cienfuegos-Monroy R, Schon R, Chen CT, Cunningham L, Jr., Goldhahn S: Patient benefit from endoscopically assisted fixation of condylar neck fractures--a randomized controlled trial. J Oral Maxillofac Surg 67(1), 147-58 (2009)

Schmidt S, Eckardt A, Stiesch-Scholz M: Klinische Vergleichsstudie zur Kiefergelenkfunktion nach chirurgischer und konservativer Versorgung von Kollumfrakturen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 59, 444-7 (2004)

Schneider M, Erasmus F, Gerlach KL, Kuhlisch E, Loukota RA, Rasse M, Schubert J, Terheyden H, Eckelt U: Open reduction and internal fixation versus

closed treatment and mandibulomaxillary fixation of fractures of the mandibular condylar process: a randomized, prospective, multicenter study with special evaluation of fracture level. J Oral Maxillofac Surg 66(12), 2537-44 (2008)

Schneider M, Seinige C, Pilling E, Rasse M, Loukota R, Stadlinger B, Mai R, Eckelt U: Ultrasound-aided resorbable osteosynthesis of fractures of the mandibular condylar base: an experimental study in sheep. Br J Oral Maxillofac Surg 50(6), 528-32 (2012)

Schön R, Gutwald R, Schramm A, Gellrich NC, Schmelzeisen R: Endoscopy-assisted open treatment of condylar fractures of the mandible: extraoral vs intraoral approach. Int J Oral Maxillofac Surg 31(3), 237-43 (2002)

Schön R, Schramm A, Gellrich NC, Schmelzeisen R: Follow-up of condylar fractures of the mandible in 8 patients at 18 months after transoral endoscopic-assisted open treatment. J Oral Maxillofac Surg 61(1), 49-54 (2003)

Schuchardt K, Schwenzer N, Rottke B, Lentrodt J: Ursachen, Häufigkeit und Lokalisation der Frakturen des Gesichtsschädels
. In: Schuchardt K: Das frische Trauma im Kiefer- Gesichtsbereich. Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie Band 11
. 11, 1-6, Thieme, Stuttgart, 1967

Seemann R, Frerich B, Muller S, Koenke R, Ploder O, Schicho K, Piffko J, Poeschl P, Wagner A, Wanschitz F, Krennmair G, Ewers R, Klug C: Comparison of locking and nonlocking plates in the treatment of mandibular condyle fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 108(3), 328-34 (2009)

Shi J, Chen Z, Xu B: Causes and treatment of mandibular and condylar fractures in children and adolescents: a review of 104 cases. JAMA Otolaryngol Head Neck Surg 140(3), 203-7 (2014)

Silvennoinen U, Iizuka T, Lindqvist C, Oikarinen K: Different patterns of condylar fractures: an analysis of 382 patients in a 3-year period. J Oral Maxillofac Surg 50(10), 1032-7 (1992)

Singh V, Bhagol A, Goel M, Kumar I, Verma A: Outcomes of open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures: a prospective randomized study. J Oral Maxillofac Surg 68(6), 1304-9 (2010)

Smith DM, Bykowski MR, Cray JJ, Naran S, Rottgers SA, Shakir S, Vecchione L, Schuster L, Losee JE: 215 mandible fractures in 120 children: demographics, treatment, outcomes, and early growth data. Plast Reconstr Surg 131(6), 1348-58 (2013)

Spiessl B, Schroll K: Gesichtsschädel, Gelenkfortsatz- und Gelenkköpfchenfrakturen. In: Nigst H: Spezielle Frakturen und Luxationslehre. 1, 136-152, Thieme, Stuttgart, 1972

Stacey DH, Doyle JF, Mount DL, Snyder MC, Gutowski KA: Management of mandible fractures. Plast Reconstr Surg 117(3), 48e-60e (2006)

Standlee JP, Caputo AA, Ralph JP: The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint. J Oral Rehabil 8(5), 391-400 (1981)

Struewer J, Kiriazidis I, Figiel J, Dukatz T, Frangen T, Ziring E: Dislocation of the mandibular condyle into the middle cranial fossa causing an epidural haematoma. J Craniomaxillofac Surg 40(5), 396-9 (2011)

Stürmer KM: Histomorphologie der Frakturheilung im Vergleich der Fixationsverfahren am Tibiaschaft. In: Schmit-Neuerburg KP,Stürmer KM: Die Tibiaschaftfraktur beim Erwachsenen. 23-49, Springer, Berlin Heidelberg, 1987

Stürmer KM: [Elastic plate osteosynthesis, biomechanics, indications and technique in comparison with rigid osteosynthesis]. Unfallchirurg 99(11), 816-29 (1996a)

Stürmer KM: [Pathophysiology of disrupted bone healing]. Orthopade 25(5), 386-93 (1996b)

Tams J, van Loon JP, Rozema FR, Otten E, Bos RR: A three-dimensional study of loads across the fracture for different fracture sites of the mandible. Br J Oral Maxillofac Surg 34(5), 400-5 (1996)

Thoren H, Hallikainen D, Iizuka T, Lindqvist C: Condylar process fractures in children: a follow-up study of fractures with total dislocation of the condyle from the glenoid fossa. J Oral Maxillofac Surg 59(7), 768-73; discussion 773-4 (2001)

Thoren H, Iizuka T, Hallikainen D, Lindqvist C: Radiologic changes of the temporomandibular joint after condylar fractures in childhood. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 86(6), 738-45 (1998)

Throckmorton GS, Dechow PC: In vitro strain measurements in the condylar process of the human mandible. Arch Oral Biol 39(10), 853-67 (1994)

Throckmorton GS, Ellis E, 3rd, Hayasaki H: Masticatory motion after surgical or nonsurgical treatment for unilateral fractures of the mandibular condylar process. J Oral Maxillofac Surg 62(2), 127-38 (2004)

Tominaga K, Habu M, Khanal A, Mimori Y, Yoshioka I, Fukuda J: Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. J Oral Maxillofac Surg 64(10), 1510-6 (2006)

Tutela JP, Verbist DE, Kelishadi S, Little JA: Traumatic dislocation of the mandibular condyle into the middle cranial fossa in an elderly patient. J Craniofac Surg 24(5), 1703-5 (2013)

Umstadt HE, Ellers M, Muller HH, Austermann KH: Functional reconstruction of the TM joint in cases of severely displaced fractures and fracture dislocation. J Craniomaxillofac Surg 28(2), 97-105 (2000)

Undt G, Kermer C, Rasse M, Sinko K, Ewers R: Transoral miniplate osteosynthesis of condylar neck fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 88(5), 534-43 (1999)

Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J: Experimental and finite element study of a human mandible. J Craniomaxillofac Surg 28(2), 91-6 (2000)

Wagner A, Krach W, Schicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R: A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 94(6), 678-86 (2002)

Wagner M: General principles for the clinical use of the LCP. Injury 34 Suppl 2, B31-42 (2003)

Waiss W, Gosau M, Koyama K, Reichert TE: Frakturen von Maxilla und Mandibula - Kieferchirurgische Behandlungskonzepte HNO 59(11), 1079-87 (2011)

Waltimo A, Kemppainen P, Kononen M: Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. Scand J Dent Res 101(6), 416-21 (1993)

Weidlich S. (2012). Vorlesung Produktionsinformatik, Fragenkatalog Proffessur Virtuelle Fertigungstechnik, FEM. from https://www-user.tu-chemnitz.de/~weseba/Joomla/Downloads/Studium/Material/M-PI_ViF%20Fragenkatalog%20FEM%20%28BHP%29.pdf.Retrieved 17.01.2015

Wilk A, Biotchane I, Rosenstiel M, Charles X, Meyer C: [Osteosynthesis of subcondylar fractures using a rectangular 3-dimensional stabilization plate]. Rev Stomatol Chir Maxillofac 98 Suppl 1, 40-4 (1997)

Wolf S, Janousek A, Pfeil J, Veith W, Haas F, Duda G, Claes L: The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation. Clin Biomech (Bristol, Avon) 13(4-5), 359-364 (1998)

Wolter D: Fixateur-interne-Systeme. Trauma und Berufskrankheit 1(4), 305-306 (1999)

Wolter D, Jürgens C: Winkelstabile Verbindung bei Osteosyntheseimplantaten. Trauma und Berufskrankheit 8, 206-211 (2006)

Wolter D, Jürgens C, Wenzel M, Schümann U, Seide K: Titanfixateur-interne-Systeme mit multidirektionaler winkelstabiler Schraubenlage. Trauma und Berufskrankheit 3, 425-428 (2001)

Wong RC, Tideman H, Merkx MA, Jansen J, Goh SM, Liao K: Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. Int J Oral Maxillofac Surg 40(4), 393-400 (2011)

Wu Y, Long X, Fang W, Li B, Cheng Y, Deng M, Cai H, Gong Z: Management of paediatric mandibular condylar fractures with screw-based semi-rigid intermaxillary fixation. Int J Oral Maxillofac Surg 41(1), 55-60 (2011)

Yang L, Patil PM: The retromandibular transparotid approach to mandibular subcondylar fractures. Int J Oral Maxillofac Surg 41(4), 494-9 (2012)

Zhang S, Wu J, Xu B, Shi J, Shen SG, Gui H: Features and management of intracranial mandibular condyle dislocation after trauma. Cranio 32(1), 63-7 (2014)

8. Danksagung

Großer Dank gebührt zuallererst meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. med. Dr. med. dent. S. Hakim für die Überlassung des Promotionsthemas und für das entgegen gebrachte Vertrauen, mit dieser Arbeit promovieren zu dürfen.
Seine gewissenhafte, professionelle und zügige Begleitung neben dem oft stressigen Arbeitsalltag als Chirurg wusste ich immer sehr zu schätzen. Einen besseren Doktorvater kann man sich kaum wünschen.

Ebenso möchte ich mich bei Herrn Dr.- Ing. R. Wendlandt für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes sowie die kompetente und geduldige Beratung bedanken. Sein Engagement innerhalb des experimentellen Teils dieser Arbeit möchte ich an dieser Stelle hervorheben.

Mein besonderer Dank gilt Professor Dr. med. Dr. med. dent. P. Sieg, Direktor der Klinik für Kiefer- und Gesichtschirurgie für das Verständnis und seinen Zuspruch in jeglicher Hinsicht meiner beruflichen Karriere.

Bei Herrn PD. Dr. P. Sindilariu bedanke ich mich für die Beratung bei der statistischen Auswertung.

Ein herzliches Dankeschön geht an Frau D. Ahlmeyer von der Firma Medartis für die angenehme Zusammenarbeit und Bereitstellung der Instrumentarien.

Darüber hinaus danke ich dir lieber Attila für deine geduldige und liebevolle Unterstützung sowie für die notwendige familiäre Entlastung bei der Fertigstellung dieser Arbeit.

10. Veröffentlichung

Hakim SG, **Wolf M**, Wendlandt R, Kimmerle H, Sieg P, Jacobsen HC: Comparative biomechanical study on three miniplates osteosynthesis systems for stabilisation of low condylar fractures of the mandible. Br J Oral Maxillofac Surg 52(4), 317-22 (2014)