

Aus der Klinik für Neurochirurgie
der Universität zu Lübeck

Direktor: Prof. Dr. med. V. Tronnier

**Der Vergleich der Osteosynthese bei simulierten Typ
II Frakturen des Dens axis mit ein oder zwei
Schrauben anhand von repetitiven biomechanischen
Testungen**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck
- Sektion Medizin -

vorgelegt von
Insa Schneegans
aus Bremen
Lübeck, 2014

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Jan Gliemroth

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Markus Florian Krug

Tag der mündlichen Prüfung: 15.09.2014

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 15.9.2014
-Promotionskommission der Sektion Medizin-

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	I
------------------------------	----------

Abkürzungsverzeichnis	III
------------------------------	------------

I. Einleitung	1
----------------------	----------

1.1	ÄTIOLOGIE DER DENSFRAKTUREN	1
1.2	ANATOMIE DER KRANIOZERVIKALEN REGION	1
1.3	KLASSIFIKATION DER DENSFRAKTUREN	3
1.4	PATHOLOGIE UND PATHOPHYSIOLOGIE DER DENSFRAKTUREN	4
1.5	THERAPIE DER DENSFRAKTUREN	6
1.6	INDIKATIONEN UND KONTRAINDIKATIONEN FÜR DIE VENTRALE VERSCHRAUBUNG	9
1.7	OP-TECHNIK DER VENTRALEN DENSVERSCHRAUBUNG	9
1.8	KONTROVERSE DISKUSSION DER VENTRALEN OP TECHNIK	10
1.9	ZIELSETZUNG UND FRAGESTELLUNG	11

II. Material und Methoden	13
----------------------------------	-----------

2.1 MATERIAL	13
---------------------	-----------

2.1.1	OSTEOSYNTHESE	13
2.1.2	EINBETTEN	14
2.1.3	TECHNISCHE GERÄTE	15
2.1.4	DYNAMISCHER TESTSTAND	16
2.1.5	ANGEWANDTE SOFTWARE	17

2.2 METHODEN	18
---------------------	-----------

2.2.1	PROBENENTNAHME	18
2.2.2	BESTIMMUNG DER KNOCHENMINERALDICHTE	18
2.2.3	KADAVERPRÄPARATION	19
2.2.4	OSTEOTOMIE	19
2.2.5	OSTEOSYNTHESE	19
2.2.6	EINBETTEN	21
2.2.7	STUDIENPARAMETER	22
2.2.8	VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	24
2.2.9	AUSWERTUNG	26

III. Ergebnisse	28
3.1 DESKRIPTIVE STATISTIK	28
3.1.1 UNABHÄNGIGE VARIABLEN	28
3.1.2 ABHÄNGIGE VARIABLEN	33
3.2 POSTHOC EFFEKTSTÄRKENBERECHNUNG	37
3.3 ERMITTLUNG DER BENÖTIGTEN PROBENZAHL	38
3.4 KORRELATIONSANALYSE	38
IV. Diskussion	40
4.1 Studienlage	40
4.2 EIGENES STUDIENDESIGN IM VERGLEICH ZUR BISHERIGEN FORSCHUNGSLAGE	42
4.2.1 AUSWAHL DER SCHRAUBEN	43
4.3 INTERPRETATION DER ERGEBNISSE	44
4.3.1 VERGLEICH DER ABHÄNGIGEN VARIABLEN AMPLITUDE UND DRIFT	44
4.3.2 EINFLUSS DER UNABHÄNGIGEN VARIABLEN	47
4.4 KRITIKPUNKTE DER STUDIE	51
4.5 SCHLUSSFOLGERUNG	52
V. Zusammenfassung	53
VI. Literaturverzeichnis	55
VII. Anhang	62
7.1 DREHMOMENT AUF DEN ISOLIERTEN DENS AXIS:	62
7.2 KNOCHENPROBEN UND UNABHÄNGIGE VARIABLEN:	62
Danksagung	63
Curriculum Vitae	64

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1 Anatomie der C0-C1-C2 Region [17]</i>	3
<i>Abb. 2 Anderson und D'Alonzo Klassifikation [22] und Grauer Modifikation der Typ II Fraktur [26]</i>	5
<i>Abb. 3 Weiche und harte Zervikalorthese (A,B) [50], SOMI Stütze (C) [51], Halofixateur (D)</i>	7
<i>Abb. 4 OP-Technik der ventralen Verschraubung [91]</i>	11
<i>Abb. 5 Bikortikale Kompressionsschraube</i>	14
<i>Abb. 6 Instrumenten-Kit</i>	15
<i>Abb. 7 Einbetttopf Dens</i>	16
<i>Abb. 8 Metalltopf Axis</i>	16
<i>Abb. 9 Dynamischer Teststand; A = pneumatisch betriebener Zylinder, B = Messaufbau, C = Zahnriemenantrieb</i>	17
<i>Abb. 10 Drehmoment-gesteuerter Teststand; A = DW Sensor, B = Zahnriemenantrieb, C = DM Sensor, D = Metallbalgkupplung, E = Denstopf, F = Knochenprobe, G = Axistopf</i>	18
<i>Abb. 11 ROI [99]</i>	19
<i>Abb. 12 Ein- und Zweischraubenfixierung [1]</i>	22
<i>Abb. 13 Kadaver Osteosynthese</i>	22
<i>Abb. 14 Einbetten der Knochenprobe; A = präparierter Axis, B = verschraubter Axis mit Knetgummi, C = eingebetteter Axis, D = Aufhängung Axis, E = Dens axis Einbettvorrichtung</i>	23
<i>Abb. 15 Drehmoment-Winkel Kurve; Grün = intaktes C1-C2 Segment (Ki), Rot = nach Entfernung der ligamentären Verbindungen (Ko)</i>	24
<i>Abb. 16 Probe im Messaufbau eingesetzt</i>	25
<i>Abb. 17 Testzyklus mit Haltephase</i>	26
<i>Abb. 18 Mikroskopkamerabild des Frakturspaltes</i>	27
<i>Abb. 19 Haltephase DIAdem 10.0 (Grün: DM, Rot: DW); Anlaufpunkte: A (0 Nm), B (- 0,04 Nm), C (0 Nm), D (+ 0,04 Nm) und E (0 Nm)</i>	28
<i>Abb. 20 Bikortikale Kompressionsschraube [108]</i>	44

Diagramme und Tabellen

<i>Diagramm 1 Verteilung der Knochenmineraldichte</i>	29
<i>Diagramm 2 Verteilung Alter</i>	30
<i>Diagramm 3 Verteilung Densdurchmesser</i>	30
<i>Diagramm 4 Verteilung Schraubenlänge</i>	31
<i>Diagramm 5 Vergleich KMD 1s vs. 2s</i>	32
<i>Diagramm 6 Vergleich KMD weiblich vs. männlich</i>	32

<i>Diagramm 7 Vergleich Alter 1s vs. 2s.....</i>	<i>33</i>
<i>Diagramm 8 Vergleich Densdurchmesser 1s vs. 2s.....</i>	<i>33</i>
<i>Diagramm 9 Vergleich Schraubenlänge 1s vs. 2s.....</i>	<i>34</i>
<i>Diagramm 10 Amplitude 1. HP.....</i>	<i>35</i>
<i>Diagramm 11 Amplitude 78. HP.....</i>	<i>35</i>
<i>Diagramm 12 Drift.....</i>	<i>36</i>
<i>Diagramm 13 Amplitude 1. HP 1s vs. 2s.....</i>	<i>36</i>
<i>Diagramm 14 Amplitude 78. HP 1s vs. 2s.....</i>	<i>37</i>
<i>Diagramm 15 Drift 1s vs. 2s.....</i>	<i>37</i>
<i>Diagramm 16 Vergleich 1s vs. 2s, primäre Rotationssteifigkeit und Rotationsteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung.....</i>	<i>46</i>
<i>Diagramm 17 Vergleich männlicher und weiblicher Proben, Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung.....</i>	<i>51</i>
<i>Tabelle 1 Mediane (M) der Amplituden (A) der 1. HP, der 78. HP und des Driftes; 2s = 2 Schrauben, 1s = 1 Schraube.....</i>	<i>38</i>
<i>Tabelle 2 Mediane (M) der Rotationssteifigkeiten (S); 1s = 1 Schraube, 2s = 2 Schrauben.....</i>	<i>38</i>
<i>Tabelle 3 Posthoc Effektstärkenberechnung.....</i>	<i>38</i>
<i>Tabelle 4 Ermittlung der benötigten Probenzahl pro Gruppe.....</i>	<i>39</i>
<i>Tabelle 5 Korrelation nach Kendall-Tau-b.....</i>	<i>39</i>
<i>Tabelle 6 Vergleich Mediane der Amplitude (A) und der Rotationssteifigkeit (S) der 78. HP weiblich (w) vs. männlich (m).....</i>	<i>40</i>

Abkürzungsverzeichnis

ap	anterior-posterior
ca.	circa
cm ³	Kubikzentimeter
C1	Cervical 1 = Atlas
C2	Cervical 2 = Axis
DF	Densfraktur
DM	Drehmoment
DW	Drehwinkel
HP	Haltephase
HU	Hounsfield Unit
HV	Halo Vest
HWK	Halswirbelkörper
K-Draht	Kirschnerdraht
KMD	Knochenmineraldichte
Kvp	Kilovoltage Potential
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
m	männlich
mAs	Milli-Ampere-Sekunden
mg	Milligramm
mm	Millimeter
MRT	Magnet-Resonanz-Tomographie
qCT	Quantitative Computed Tomographie
ROI	Region of Interest
ROM	Range of Motion
SD	Standardabweichung
SOMI	Sterno-Occipital-Mandibular Immobilizer
vs.	versus
w	weiblich

I. Einleitung

1.1 Ätiologie der Densfrakturen

Frakturen des Dens axis (Zahnfortsatz) machen 1-2 % aller Wirbelsäulenfrakturen und 10-20 % der Frakturen im Bereich der Halswirbelsäule aus [1-6]. Bei bis zu ca. 60 % der Axis Frakturen handelt es sich um Frakturen des Dens axis [7-9].

Frakturen des Zahnfortsatzes kommen in allen Altersgruppen vor, zeigen aber eine bimodale Verteilung [2-4]. Eine Häufung findet sich in der Gruppe aktiver Jungendlicher und Patienten mittleren Alters. Ursächlich kommen in dieser Gruppe vor allem Verkehrsunfälle vor. Die zweite Häufung findet man in der Gruppe der Patienten älter als 60 Jahre, wobei hier ein Sturz aus geringer Höhe, meist aus dem Stand, als Hauptursache anzusehen ist. Die Verletzungsursache ist oft eine Hyperflexion oder -extension, welche in einer posterioren Dislokation des Dens resultiert [5-9].

Die Typ II Fraktur nach Anderson und D'Alonzo des Dens axis ist die am häufigsten auftretende Wirbelsäulenverletzung der über 70jährigen [8].

1.2 Anatomie der kraniozervikalen Region

Die kraniozervikale Region, die aus dem occipito-atlanto-axialen Komplex (C0-C1-C2) und den stabilisierenden Bändern besteht, stellt den Übergang von der knöchernen Schädelbasis zu der oberen Halswirbelsäule dar. Die einzigartige Beziehung der knöchernen Strukturen und der ligamentären Verbindungen zueinander verhindert ein Abkippen des Zahnfortsatzes bei gleichzeitiger Rotationsstabilität.

Der C0-C1-C2 Komplex besteht aus zwei Gelenken, dem atlanto-occipitalen Gelenk (C0-C1) und dem atlanto-axialen Gelenk (C1-C2). Das C0-C1 Gelenk wird von den occipitalen Kondylen und den Facies articulares superiores des Atlas gebildet. Diese knöcherne Verbindung ermöglicht die Flexion, Extension und das seitliche Kippen der HWS, aber nur wenig axiale Rotation.

Der atlanto-axiale Gelenkkomplex setzt sich aus dem Gelenk zwischen dem vorderen Atlasbogen und der Vorderseite des Dens, dem Gelenk zwischen der Rückseite des Dens und dem Lig. transversum sowie den beiden lateralen Gelenken zwischen den Facies articulares inferiores des C1 und den Facies articulares superiores des C2 Knochens zusammen. Das Gelenk zwischen Dens, Atlas und Lig. transversum ist das

Schlüsselgelenk der zervikalen axialen Rotation [10], wobei der Dens axis für Stabilität sorgt und eine Dislokation des Atlas verhindert (Abb. 1).

Für die Ausführung der komplexen Bewegungen in der kraniozervikalen Region bei gleichzeitigem Erhalt der Stabilität sind die ligamentären Verbindungen wichtig (Abb. 1) [10]. Hierbei sind vor allem das Lig. transversum sowie die Ligg. alaria von zentraler Bedeutung.

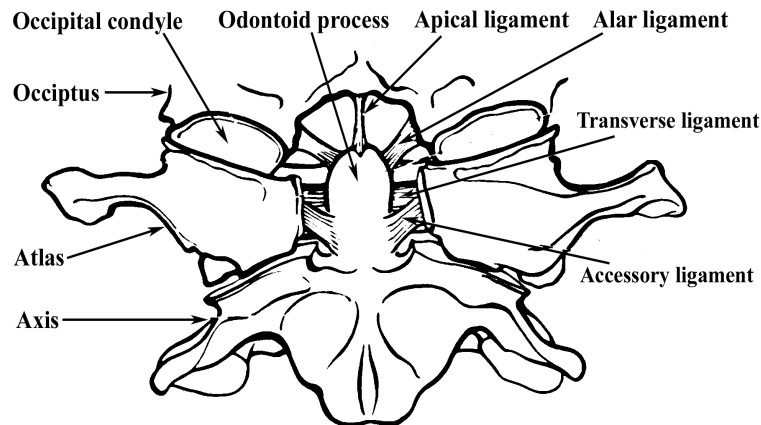


Abb. 1 Anatomie der C0-C1-C2 Region [11]

Das Lig. transversum unterteilt den Atlasring in zwei Kompartimente. Im vorderen Kompartiment liegt der Dens, im hinteren Kompartiment das Rückenmark. Das Lig. transversum verläuft hinter dem Dens axis und setzt beidseits an den lateralen Tuberkeln des C1 Knochens an. Es ist das dickste und kräftigste Band der C0-C2 Region [12] und ermöglicht die axiale Rotation, wobei ein Abkippen des Atlas nach vorne durch das Herandrücken des Dens an die Hinterseite des vorderen Atlasbogens verhindert wird [13].

Die Ligg. alaria ziehen von der hinteren Seite des Dens axis zum Foramen magnum sowie zu den occipitalen Kondylen. Sie limitieren die axiale Rotation und verhindern ebenfalls eine Dislokation des Atlas.

Weitere Bänder, die für die benötigte Stabilität in dem C0-C1-C2 Komplex sorgen, sind das apikale Ligament, das akzessorische atlanto-axiale Ligament, das Lig. transversum occipitale und die Membrana tectoria [12, 14, 15].

1.3 Klassifikation der Densfrakturen

Die Einteilung von Frakturen ist vor allem für die adäquate Therapiewahl und die Abschätzung der Prognose von Bedeutung.

Die Densfrakturen werden nach der Klassifikation von Anderson und D'Alonzo eingeteilt (Abb. 2) [16]. Diese Klassifikation ist das gängige und allgemein anerkannte Klassifikationssystem und wurde erstmals 1974 beschrieben. Demzufolge werden Frakturen des Dens axis gemäß der Höhe des Frakturverlaufes in drei Subtypen unterteilt.

Die Typ I Fraktur ist eine schräg verlaufende Fraktur durch den oberen Teil des Zahnfortsatzes nahe der Spitze, oberhalb des Lig. transversum. Sie wird als Distorsionsfraktur auf Höhe des Ansatzes der Ligg. alaria beschrieben. Dieser Frakturtyp kommt mit 1-4 % sehr selten vor [3, 17, 18].

Typ II Frakturen machen den größten Anteil der Densfrakturen aus. Sie verlaufen quer durch die Basis, am Übergang des Dens in den C2 Wirbelkörper. Dieser Frakturtyp ist mit einer Verteilung von 37-59 % am häufigsten [2, 16, 18, 19]. Er gilt als instabil.

Hadley et al. beschrieben 1988 einen Subtyp II A, welcher zusätzliche Knochenfragmente an der anterioren oder posterioren Seite der Densbasis aufweist. Aus diesem Grund ist der Frakturtyp ausgesprochen instabil, sodass eine Reposition der Frakturfragmente und damit ein knöcherner Durchbau nicht möglich sind. Der Typ II A macht 5 % der Typ II Frakturen aus [20].

Grauer et al. schlugen 2005 eine Erweiterung der Anderson und D'Alonzo Klassifikation vor. In dieser wird die Typ II Fraktur, basierend auf dem Verlauf des Frakturspaltes, der Dislokation und dem Grad der Zertrümmerung, in drei Subtypen (Typ II A-C) unterteilt, um die Wahl der angemessenen Therapie zu erleichtern [21].

Um eine Typ III Fraktur handelt es sich, wenn sich die Bruchlinie von der Basis des Dens bis in den anterioren Teil des Axis ausdehnt. Dieser Frakturtyp ist am zweithäufigsten und tritt in 18-46 % auf [2, 19, 22, 23]. Ebenso wie Typ I Frakturen gilt dieser Frakturtyp als relativ stabil.

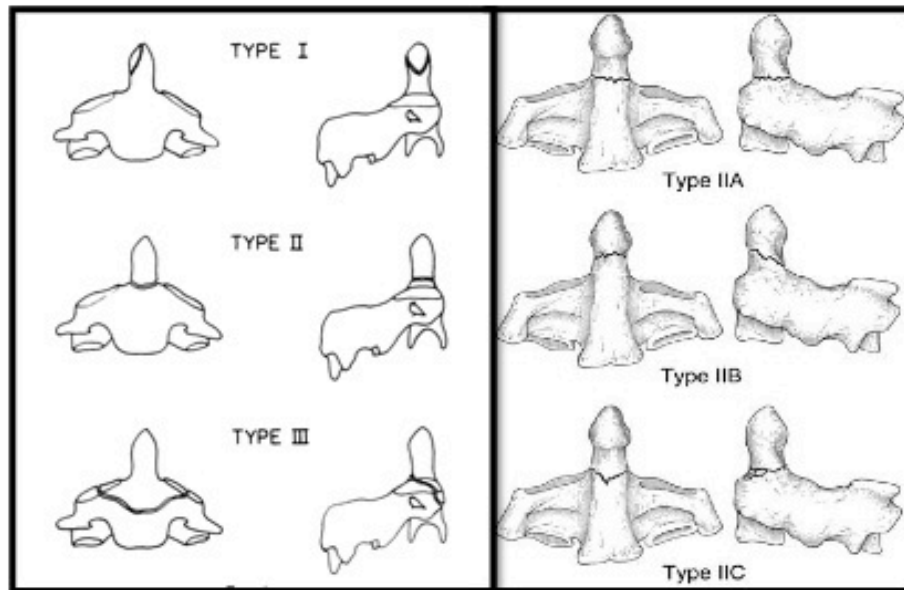


Abb. 2 Anderson und D'Alonzo Klassifikation [16] und Grauer Modifikation der Typ II Fraktur [21]

1.4 Pathologie und Pathophysiologie der Densfrakturen

Typ I Densfrakturen kommen sehr selten vor. Sie werden durch den Abriss der Lig. alaria verursacht, gelten als stabil und haben ein gutes Genesungspotential [16, 17]. Dennoch wurde über einen Todesfall nach einer Typ I Densfraktur, begleitet mit einer atlanto-occipitalen und einer atlanto-axialen Dislokation, berichtet [17].

Frakturen vom Typ III verlaufen mit einem hohen Anteil der beteiligten Bruchfläche durch die Spongiosa des Wirbelkörpers des Axis. Dadurch erzielen sie gute Heilungsergebnisse, es wird eine knöcherne Durchbauungsrate von bis zu 100 % erreicht [19, 24, 25].

Typ II Densfrakturen sind hingegen äußerst instabil und haben die höchste Rate für eine Non-fusion [6, 26].

Die Entstehung einer Pseudarthrose bei Typ II Frakturen ist multifaktoriell bedingt. Dabei spielen ein fortgeschrittenes Alter der Patienten, eine Dislokation und posteriore Verlagerung der Frakturfragmente sowie ein verspäteter Therapiebeginn eine entscheidende Rolle [8, 22, 27-29].

Nahezu 100 % der unbehandelten Typ II Frakturen entwickeln ein sogenanntes Falschgelenk. Es gibt diverse Studien zu dem Auftreten von Pseudarthrosen nach konservativer und operativer Therapie. Das Ausbleiben der ossären Durchbauung nach konservativer Therapie wird mit 8,5-97 % angegeben [6, 18, 25], wohingegen operativ versorgte Typ II Frakturen in 73-93 % eine knöcherne Fusion erlangen [5, 26, 28, 30, 31].

Die Pseudarthrose rate der operativ versorgten Typ II Densfraktur beträgt unabhängig vom Alter bis zu 20 % [32, 33].

Als mögliche Ursachen der fehlenden knöchernen Heilung werden ein dauerhaft vergrößerter Frakturspalt, eine Instabilität der Frakturzone durch mangelhafte Ruhigstellung sowie eine Einklemmung des Lig. transversum im Frakturspalt genannt. Der Zug durch die apikalen Ligamente und die Ligg. alaria führen zu einer weiteren Separation der Bruchfragmente und somit zu einer geringeren ossären Durchbauung des Frakturspaltes [25, 34-38].

Die Unterbrechung der Blutversorgung der Densspitze, verursacht durch die Fraktur der Densbasis, wird von einigen Autoren ebenfalls als Faktor für die ausbleibende Frakturheilung angesehen [3, 29]. Es wurde jedoch auf der anderen Seite gezeigt, dass die Blutversorgung des Dens axis gut genug ist, um auch das distale Frakturfragment nicht nekrotisch werden zu lassen [24, 37-39].

Amling et al. [40] fanden heraus, dass der Übergang des Dens axis zum C 2 Wirbelkörper die Stelle mit der geringsten biomechanischen Festigkeit ist. Diese Stelle weist sowohl eine Verminderung des trabekulären Knochenvolumens um 55 % als auch der Kortikalisdicke um ein Drittel auf. Bei Patienten mit Osteoporose ist das Knochenvolumen sogar um bis zu 64 % vermindert. Somit stellt die Basis des Dens axis die Region mit dem geringsten Widerstand dar.

Die Knochenheilung erfolgt ausgehend von den trabekulären Knochenstrukturen intraossär. Durch das Fehlen einer adäquaten Kallusbildung an der Densbasis aufgrund des verminderten trabekulären Volumens erklärt sich das häufigere Ausbleiben der knöchernen Durchbauung bei Frakturen der Übergangsregion des Dens axis [41].

Pseudoarthrosen des Dens können zu der Entstehung einer akuten oder einer sekundären, langsam zunehmenden Myelopathie und damit zu lebensbedrohlichen Zuständen für den Patienten führen. Die akuten Gefahren liegen dabei in der Lähmung des Atemzentrums, begleitet mit einer Tetraparese. Die Gefahr der Entwicklung einer langsam progredienten Myelopathie mit Entstehung neurologischer Defizite besteht dann, wenn die Diagnosestellung der instabilen Densfraktur zu spät erfolgt. Chronische Mikrobewegungen des Frakturfragmentes gegen das Rückenmark oder eine Dysfunktion der arteriellen und venösen Mikrovaskularisation sind als Ursache zu vermuten [38, 39, 42-44]. Daher ist die zeitnahe Stabilisierung und Fixierung der Typ II Frakturen anzustreben.

1.5 Therapie der Densfrakturen

Das wichtigste Ziel der Therapie von Densfrakturen ist das Erreichen der ossären Durchbauung des Frakturspaltes und somit die Stabilisierung der Bruchfragmente.

Konservative Therapieoptionen beinhalten die Versorgung durch Reponierung der Fragmente mittels Zugkraft, das Anlegen einer Minerva Halsorthese, SOMI Stütze, Zervikalstützen oder die Immobilisation mittels Halofixateur (Abb. 3) [45]. Dabei macht es keinen Unterschied, ob als Zervikalorthese eine weiche oder eine harte Stütze gewählt wird [46, 47].



Abb. 3 Weiche und harte Zervikalorthese (A,B) [47], SOMI Stütze (C) [48], Halofixateur (D)

Die wenigen beschriebenen Fälle von Typ I Frakturen wurden erfolgreich durch konservative Ruhigstellung der Halswirbelsäule mittels externer Zervikalstütze für sechs bis acht Wochen oder durch einen Halofixateur (HV) für 12 Wochen behandelt, wobei die Zervikalorthese bevorzugt wird. Aufgrund der potentiellen Gefahr der occipito-zervikalen Instabilität muss diese zuvor bei Typ I Frakturen durch entsprechende Untersuchungen ausgeschlossen werden [5, 45, 49, 50].

Für die Typ III Densfraktur wird oft ein nichtoperativer Therapieansatz bevorzugt. Hierbei wird die Halswirbelsäule mit einer Zervikalstütze, einem Halofixateur oder einer SOMI Stütze ruhig gestellt. Aufgrund des hohen Anteils spongiösen Knochens an der Bruchfläche kommt es in nahezu 100 % zu einer Ausheilung des Bruches. Ausnahme sind hohe Typ III Frakturen, die in Bezug auf Knochenheilung und Stabilität der Typ II Densfraktur ähneln und daher chirurgisch therapiert werden sollten [22, 25, 50-53].

Aufgrund der hohen Rate einer fehlenden knöchernen Fusion bei Typ II Densfrakturen und den daraus resultierenden möglichen Spätkomplikationen ist die Wahl der angemessenen Therapie bei diesen Frakturen besonders wichtig. Dennoch werden die verschiedenen

Therapieformen zur Versorgung dieser Frakturtypen zum Teil kontrovers diskutiert, vor allem in Hinsicht auf die Gruppe der älteren Patienten [54]. Derzeitige Therapieansätze beinhalten die externe Immobilisierung oder die chirurgische Fixierung der Fraktur. Die möglichen Komplikationen und das funktionelle Ergebnis beider Therapieansätze sind dabei abzuwägen. Das Tragen einer Zervikalstütze, welche für die Typ I und Typ III Frakturen eine angemessene Versorgungsform darstellt, führt bei den Densfrakturen der Basis zu keinen zufriedenstellenden Heilungsergebnissen [25, 49, 55].

Der Halofixateur gehört zu den gängigen Therapiemöglichkeiten. Sein Einsatz wird jedoch mehr und mehr kontrovers diskutiert. In der Studie von Lind et al. aus dem Jahr 1986 schlagen die Autoren die Ruhigstellung aller Densfrakturen mit einem HV für 12 Wochen als Therapie der Wahl vor [56], wohingegen Southwick et al. den HV als ineffektiv und ungeeignet beurteilten [57]. Für junge Patienten mit stabilen Frakturen, die weniger als 5 mm disloziert sind, wird das Anlegen eines HV jedoch als Therapiemöglichkeit anerkannt [21, 22, 58].

Dennoch bleibt die ossäre Durchbauung des Frakturspaltes in bis zu 54 % [18, 25, 45, 55] aus. Hinzu kommt, dass der HV bei Patienten aufgrund des geringen Tragekomforts nur bedingt angenommen wird [59]. Besonders die häufig betroffenen älteren Patienten über 65 Jahre tolerieren den HV schlecht. In dieser Gruppe fanden sich erhöhte Morbiditäts- und Mortalitätsraten nach einem Therapieversuch mit dem Halo-Apparat [60, 61]. So erhöht das Tragen des HV das Risiko für die Entwicklung kardiopulmonaler Komplikationen bis hin zum Herzstillstand. Des Weiteren treten Komplikationen wie Lockerung der Pins, Infektionen der Eintrittsstellen und Entstehung von Druckgeschwüren und Hautrissen auf. Auch schwerwiegende Komplikationen wie das Entstehen eines Hirnabszesses, eines subduralen Abszesses und eines Liquorlecks wurden beschrieben [55, 62-64]. Lennarson et al. fanden heraus, dass die Rate des Versagens der Ruhigstellung mittels HV bei Patienten älter als 50 Jahre 21 mal höher ist als bei Patienten unter 50 Jahren [27]. Aufgrund dieser Beobachtungen wird von vielen Autoren die primäre chirurgische Intervention empfohlen [64-67].

Die ursprünglich entwickelte operative Methode ist die posteriore atlanto-axiale Arthrodesen. Dazu gehören die Techniken nach Gallie [68], Brooks [69] sowie Dickmann und Sonntag [70], die eine posteriore Fusion mittels Verdrahtung und Einsetzen eines autologen Knochentransplantats anstreben. Des Weiteren führten 1991 Magerl et al. die transartikuläre Verschraubung von C1 und C2 [71] und Harms und Melcher die Fusion mittels eines polyaxialen Schrauben-Stab-Systems ein [72]. Die posterioren

Operationsverfahren erzielen sehr gute Heilungsraten mit Frakturheilung bis zu 100 % [25, 65]. Nachteil dieser Techniken ist jedoch die Minderung der axialen C1-C2 Rotation, die 50 % der gesamten axialen Rotationsbewegungen der Halswirbelsäule ausmacht, um 47° und der Extension/Flexion um 10° [5, 73, 74]. Dickmann und Sonntag empfehlen postoperativ das Tragen eines HV und Brooks die postoperative Ruhigstellung mittels Minerva Halsorthese oder SOMI Stütze, welches für den Patienten weitere funktionelle Einschränkungen bedeutet. Zudem haben die posterioren Verfahren im Vergleich zur ventralen Densverschraubung ein größeres OP-Risiko mit zum Teil schwerwiegenden Komplikationen wie Verletzungen von Rückenmark und der A. vertebralis [75, 76].

Die direkte ventrale Verschraubung des Dens axis wurde daher Anfang der Achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts von Nakanishi et al. [77] und Böhler [78] erstmals als Therapieoption für Typ II Frakturen mit intaktem Lig. transversum vorgestellt und im Laufe der Zeit von mehreren Autoren beschrieben und weiterentwickelt [29, 65, 75, 79, 80].

Dieses Osteosyntheseverfahren erlaubt es, eine sofortige Stabilität der Halswirbelsäule herzustellen, die Rotationsfähigkeit der Halswirbelsäule zu erhalten und somit eine Einschränkung der Lebensqualität zu vermeiden. Zusätzlich kann auf die Entnahme eines autologen Knochentransplantates verzichtet werden. Auch für Patienten im höheren Alter stellt dieses Operationsverfahren eine sichere und effektive Therapieoption dar [9, 30, 53, 81].

Die Frakturheilung mit einem ossären Durchbau des Frakturspaltes wird in 71-100 % erreicht [5, 25, 28, 31, 79, 82, 83] und ein Erhalt der ursprünglichen "range of motion" (ROM) ist bei bis zu 90 % der Patienten möglich [31, 74, 82, 84, 85].

Bei der ventralen Operationstechnik kommt es in 9-10 % zu Material bezogenen Komplikationen [5, 86]. Insbesondere bei Patienten mit osteoporotischem Knochen besteht die Gefahr des Versagens der Osteosyntheseschraube in Form von Schraubenlockerungen, Ausriss der Schrauben aus dem Wirbelkörper und Durchschneiden der Seitenwand des Dens axis [83]. Weitere Komplikationen wie Hämatome, Dysphagie, Infektionen, Aspirationspneumonie und Verletzungen von Halsorganen wurden beobachtet [8, 79, 87]. In einem Fallbeispiel berichteten Wilson et al. sogar über eine verspätete subarachnoidale Blutung [88]. Auch die ausbleibende Fusion und Bildung einer Pseudoarthrose werden zu den Komplikationen gezählt.

Die ventrale Verschraubungstechnik hat sich zu einem minimal-invasiven chirurgischen Eingriff entwickelt, sodass durch die Operation nicht nur das umgebende Gewebe geschont

wird, sondern auch postoperativ geringere Schmerzen entstehen. Die Patienten können rascher mobilisiert und der Krankenhausaufenthalt somit verkürzt werden.

1.6 Indikationen und Kontraindikationen für die ventrale Verschraubung

Neben individuellen Aspekten des Patienten sollten folgende Indikationen und Kontraindikationen für die ventrale Osteosynthese des Dens axis berücksichtigt werden [75, 89].

1.6.1 Indikationen

- Alter > 7 Jahre
- Typ II und hohe Typ III Densfrakturen
- Exakte Ausrichtung der Frakturfragmente

1.6.2 Kontraindikationen

- Schrägfraktur vom antero-inferioren Rand des HWK 2 nach posterior-superior verlaufend (Typ II C)
- Densfrakturen mit begleitender instabiler Jefferson-Fraktur
- Instabile Typ III Densfrakturen
- Ruptiertes Lig. transversum
- Fassthorax (relative Kontraindikation)
- Starke Kyphose mit limitierter Extension der Halswirbelsäule
- Begleitende Trümmerfrakturen einer oder beider Facettengelenksflächen
- Schwerwiegende Spondylose mit Verengung des Spinalkanals
- Atypische Frakturen
- Pathologische Frakturen

1.7 OP-Technik der ventralen Densverschraubung

Der Patient wird in Rückenlage gelagert und unter Röntgenbildkontrolle in zwei Ebenen (ap und lateral) so positioniert, dass das Frakturfragment in orthotoper Ausrichtung steht. Anschließend erfolgt der ventrale Zugang zur Halswirbelsäule auf Höhe HWK 5/6. Nach horizontaler Inzision der Haut wird das Platysma gespalten und stumpf in die Tiefe bis zur Bandscheibe HWK 2/3 präpariert, um den vorderen und unteren Rand des Axis identifizieren zu können. Unter Röntgenbildkontrolle in zwei Ebenen wird dann ein Führungsdraht eingebracht. Dieser sollte vom vorderen unteren Rand des Axiskörpers zur Rückseite des Dens axis verlaufen. Soll eine Schraube eingebracht werden, wird der K-Draht in der Koronarebene entlang der Mittellinie in den Knochen eingeführt. Bei der

Verwendung von zwei Schrauben liegen die Eintrittsstellen für den Draht ungefähr 2-3 mm paramedian und laufen auf die Mittellinie zu (Abb. 4). Anhand der Eintrittstiefe des Führungsdrahtes lässt sich die benötigte Schraubenlänge abmessen. Die passende kanülierte Kompressionsschraube wird über den Führungsdraht mit einem kanülierten Schraubendreher vorsichtig vom vorderen unteren Rand des Axis bis in die Densspitze eingebracht. Hierbei sollte darauf geachtet werden, dass der K-Draht nicht mit vorgeschoben wird, da es sonst leicht zu Verletzungen des Rückenmarks kommen kann. Das distale Gewinde muss den Frakturspalt vollständig überkreuzen und in der Kortikalis der Densspitze sitzen, um eine optimale Kompression der beiden Fragmente zu erreichen. Nach dem Einbringen der Schrauben werden die K-Drähte wieder entfernt. Mittels Röntgenkontrolle wird die Stabilität der Osteosynthese in Extensions- und Flexionsstellung bestätigt.

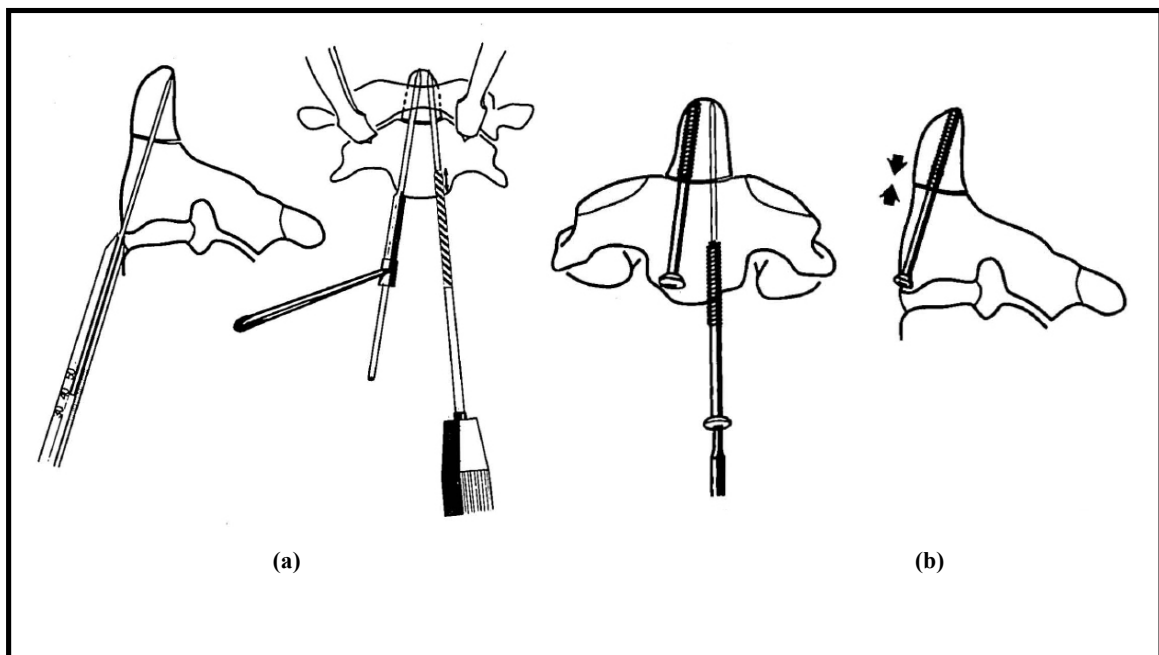


Abb. 4 OP - Technik der ventralen Verschraubung [89]

1.8 Kontroverse Diskussion der ventralen OP Technik

Aufgrund verschiedener bereits genannter Vorteile hat sich die ventrale Verschraubung von Typ II Densfrakturen zu einer allgemein anerkannten Therapieoption entwickelt [4, 5, 29, 51, 53, 75, 78, 80, 84, 89, 90]. Sie ist ein direktes Osteosyntheseverfahren, welches die

Steifigkeit des Knochens zu 50 % wieder herstellt und somit für eine umgehende Stabilität sorgt [91].

Dennoch besteht weiterhin eine kontroverse Diskussion über die geeignete Anzahl der zu verwendenden Osteosyntheseschrauben.

Einige Autoren bevorzugen die Verwendung von zwei Schrauben [4, 8, 29, 65, 78, 80, 82, 92, 93]. Diese Technik bietet den theoretischen Vorteil der größeren biomechanischen Rotationsstabilität und des erhöhten Widerstandes gegenüber Scherkräften. Morphologische Eigenschaften des Dens axis können aber oft das Einbringen von zwei Schrauben erschweren oder unmöglich machen [94]. So beträgt der minimal benötigte externe Durchmesser 9 mm, um zwei Schrauben mit einem Durchmesser von 3,5 mm im Dens verankern zu können [95]. Somit sind insgesamt ca. ein Drittel der Patienten aufgrund des Durchmessers ihres Dens axis nicht für das Einsetzen von zwei Schrauben geeignet [95, 96].

Klinische Studien konnten bislang keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Fusionsraten bei der Verwendung von ein oder zwei Schrauben nachweisen [1, 26].

Aus diesem Grund findet die Verwendung von nur einer Osteosyntheseschraube immer mehr Befürworter [9, 23, 31, 34, 74, 75, 85]. Ein möglicher Vorteil der Ein-Schrauben-Technik liegt darin, dass durch die Verwendung lediglich einer Schraube eine größere Knochenkontaktfläche zwischen den Fragmenten besteht, wodurch prinzipiell eine bessere knöcherne Fusion erreicht werden kann [34, 92, 93].

Zudem ist das Einbringen einer Schraube in den Axis operativ weniger anspruchsvoll und zeitaufwändig bei gleichzeitiger Reduktion der absorbierten Strahlendosis für Chirurg und Patienten. Dennoch führt die geringere Rotationsstabilität theoretisch zu vermehrten interfragmentären Bewegungen und somit eher zu der Ausbildung einer Pseudarthrose.

Welche Technik nun vorzuziehen ist, lässt sich pauschal nicht klären, da hier interindividuelle Faktoren eines jeden Patienten eine Rolle spielen. Dennoch soll durch die vorliegende Arbeit anhand der Untersuchung beider Verschraubungstechniken geklärt werden, ob ein möglicher Vorteil der Zwei-Schrauben-Technik besteht.

1.9 Zielsetzung und Fragestellung

Zielsetzung dieser Studie ist ein biomechanischer Vergleich zwischen der Ein- und der Zwei-Schrauben-Osteosynthese bei Typ II Densfrakturen anhand von repetitiven Testungen.

Als primäre Fragestellung soll geklärt werden:

Gibt es einen Unterschied zwischen der mit einer und der mit zwei Schrauben versorgten Typ II Densfraktur in Hinsicht auf

- die Rotationssteifigkeit zu Beginn der Testungen (primäre Osteosynthesestabilität)
- die Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung
- die bleibende Verformung über die Dauersteifigkeitstestung hinweg (kumulierter Schaden)
- die Änderung der Rotationssteifigkeiten innerhalb eines Belastungsdurchlaufs ?

Die sekundären Fragestellungen beschäftigen sich mit den unabhängigen Einflussfaktoren wie der Knochenmineraldichte, des Alters und des Geschlechts sowie des Densdurchmessers. Es soll geklärt werden, ob diese Variablen einen Einfluss auf die primäre Rotationsstabilität, die Rotationsstabilität nach Dauersteifigkeitstestung und die bleibende Verformung, unabhängig von der Anzahl der verwendeten Schrauben bei der ventralen Verschraubung von Typ II Densfrakturen, haben.

II. Material und Methoden

2.1 Material

2.1.1 Osteosynthese

2.1.1.1 Knochenproben

Es wurden 13 (6 m, 7 w, $\bar{x} = 83$ Jahre $\pm 11,3$) frisch entnommene Halswirbelsäulen oder Teile der Halswirbelsäule (C1-C3, C1-C4, C1-C5) vom Institut für Anatomie der Universität zu Lübeck bereitgestellt. Die Körperspender hatten ihren Körper vor ihrem Tod der Wissenschaft zur Verfügung gestellt.

2.1.1.2 Frakturkompressionsschrauben

Königsee, Königsee Implantate und Instrumente,

Aschau, Deutschland (Abb. 5)

Bikortikale Doppelgewindeschraube,

selbstschneidend, selbstbohrend

Titanium

Durchmesser 4,0 mm/3,0 mm

Kanülierung 1,3 mm



Abb. 5 Bikortikale Kompressionsschraube

2.1.1.3 Instrumente

2.1.1.3.1 Instrumenten-Kit

Königsee, Königsee Implantate und Instrumente,
Aschau, Deutschland (Abb. 6)

Kanülierter Sechskantschraubendreher

Kanülierter Vorbohrer

Doppelbohr- und Gewebeschutzhülse (Abstand 8mm,
Winkel 10°)

2 Hülsen für Doppelbohrbüchse

Selbsthaltende Schraubenpinzette



Abb. 6 Instrumenten-Kit

2.1.1.3.2 Bohrer

Kanülierter Bohrer 3M Minidriver mit K-Draht,
Luftdruck betrieben,
Kirschner Drähte, 1,1 mm

2.1.1.3.3 Säge

Oszillierende Säge, Synthes Inc., Pennsylvania, USA,
Luftdruck betrieben,
Sägeblatt, 0,55 mm

2.1.2 Einbetten

2.1.2.1 Kunstharz

PMMA (Polymethylmethacrylat) Harz, Technovit 4006, Heraeus Kulzer GmbH,
Wehrheim, Deutschland

Für das Einbetten der präparierten Knochen wird das Harz aus Pulver und Flüssigkeit im
Verhältnis 2:1 hergestellt.

2.1.2.2 Einbetttöpfe

Die Einbetttöpfe (Abb. 7 und 8) wurden für die Versuchsreihe von der Forschungswerkstatt der Universität zu Lübeck hergestellt und entwickelt.

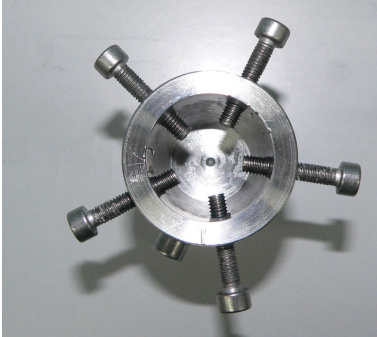


Abb. 7 Einbetttopf Dens

Tiefe: 2 cm
Durchmesser: 2,5 cm
5 Schrauben

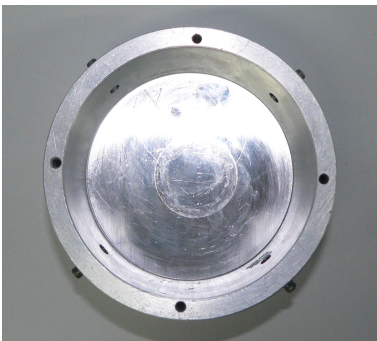


Abb. 8 Metalltopf Axis

Tiefe: 3,5 cm
Durchmesser: 9,5 cm
4 Schrauben

2.1.3 Technische Geräte

2.1.3.1 Computertomographie Gerät

Gerätetyp Siemens Somatom Definition AS, Siemens AG, München, Deutschland
(vom Institut für Radiologie der Universität zu Lübeck zur Verfügung gestellt)
CT Calibration Phantom , Model 3 CT, Mindways, Texas, USA

2.1.3.2 Sensoren

Drehmomentsensor: Nennmoment ± 2 Nm

Typ DRW-K, ETH-Messtechnik GmbH, Geschwend, Deutschland

Drehwinkelsensor: Auflösung $360^\circ/10000$

Megatron Impulsgeber, MOB 2500, MEGATRON Elektrotechnik AG & Co, Putzbrunn, Deutschland

2.1.3.3 Mikroskopkamera

DigiMicro Scale, dnt GmbH, Dietzenbach, Deutschland

Software: Eigenentwickelte Software (DHM Capture)

2.1.4 Dynamischer Teststand

DHM embedded systems, Nr. 100 824, Clausthal-Zellerfeld, Deutschland

Regler: DHM embedded systems, Clausthal-Zellerfeld, Deutschland (Abb. 9)

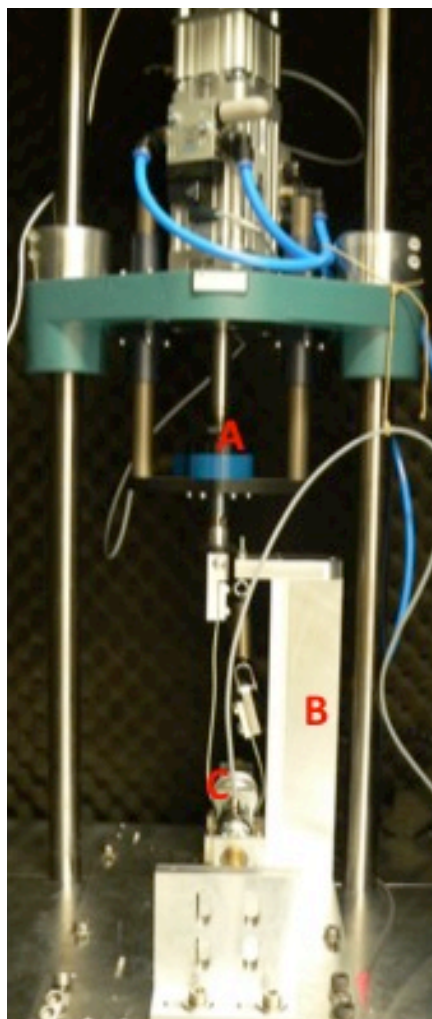


Abb. 9 Dynamischer Teststand; A = Pneumatisch betriebener Zylinder, B = Messaufbau, C = Zahnriemenantrieb

2.1.4.1 Messaufbau für Torsionsmessungen

Der Messaufbau wurde eigens für die Versuchsreihe entworfen und in der Forschungswerkstatt der Universität zu Lübeck gebaut. Der Messaufbau ist Drehmoment gesteuert und pneumatisch betrieben (Abb. 10).

Ein vorgegebenes Drehmoment, welches über einen Regler eingestellt wird, wird von dem Drehmomentsensor erfasst, an den Zylinder weitergeleitet und über diesen auf den Zahnriemenantrieb (Abb. 9 A, C) geleitet. Dieser ist mit dem Drehmomentsensor (Abb. 10 C) und dem Drehwinkelsensor (Abb. 10 A) verbunden.

Über den Zahnriemenantrieb erfolgt daraufhin die Umsetzung der von dem pneumatisch betriebenen Zylinder erzeugten linearen Bewegung in eine rotatorische Bewegung. Die rotatorische Bewegung wird auf die eingespannte Probenvorrichtung weitergeleitet (Abb. 10 E-G).

Der aus dem Drehmoment resultierende Drehwinkel wird über den Drehwinkelsensor registriert. Auf dem Computer zeigt die Regler Software (SysCon) den vorgegebenen Sollwert sowie Änderungen des Drehmomentes an.

Die Erfassung der beiden Parameter Drehwinkel und Drehmoment erfolgt über DIAdem 10.0.

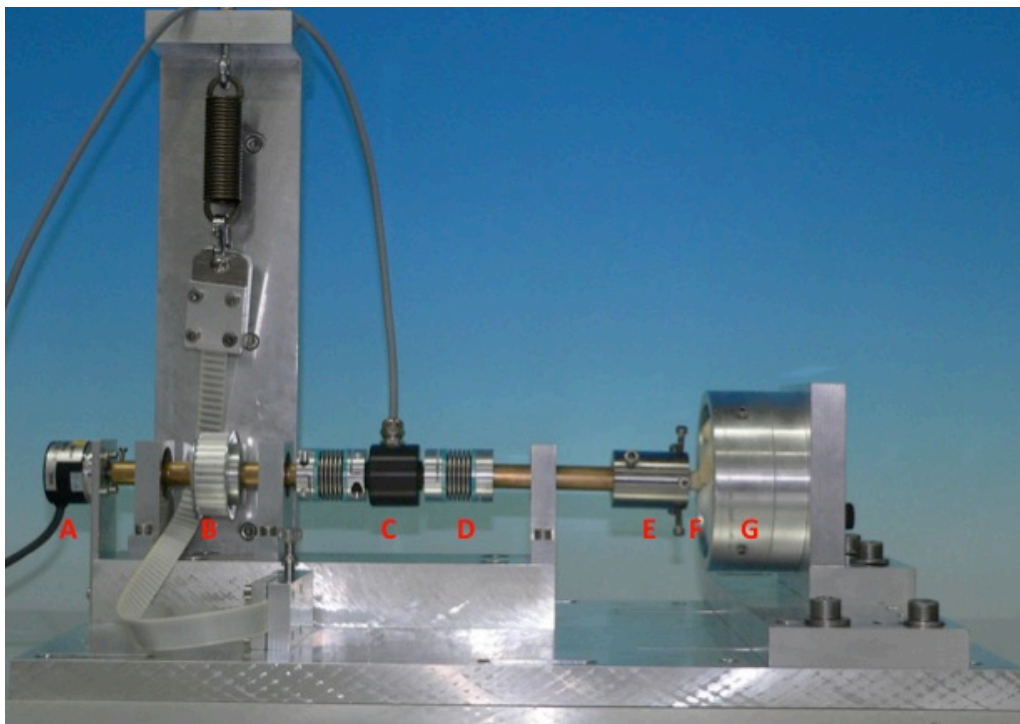


Abb. 10 Drehmoment gesteuerter Teststand; A = DW Sensor, B = Zahnriemenantrieb, C = DM Sensor, D = Metallbalgkupplung, E = Denstopf, F = Knochenprobe, G = Axistopf

2.1.5 Angewandte Software

DIAdem 10.0 und DIAdem 11.0, National Instruments, Austin, USA

IBM-SPSS statistics 20.0, SPSS Inc., Chicago, USA

G*Power 3, Heinrich-Heine Universität, Düsseldorf, Deutschland

2.2 Methoden

2.2.1 Probenentnahme

Die frischen Halswirbelsäulensegmente wurden im Institut für Anatomie der Universität zu Lübeck entnommen und in Plastiktüten verpackt bei -18°C tiefgefroren.

2.2.2 Bestimmung der Knochenmineraldichte

Die Knochenmineraldichte wurde mit Hilfe der quantitativen Computed Tomographie (qCT) ermittelt. Es wurden folgende Scanparameter angewandt: Kvp = 120, mAs = 450, Pitch = 0,3, Schichtdicke = 1 mm.

Es wurden zwei Sets, die aus sechs bzw. sieben Knochenproben bestanden, gebildet und in zwei Durchläufen gescannt. Die CT Bilder wurden verwendet, um pathologische Veränderungen der C2 Knochen auszuschließen.

Während der Scans wurde ein CT Calibration Phantom unter die zu scannenden Objekte gelegt. Dieses enthält fünf Stäbe unterschiedlicher Dichte, welche als Referenz zur Berechnung der KMD dienen.

Die Bilder wurden mit dem Programm Synedra View Personal auf dem Computer bearbeitet. Mit Hilfe der multiplanaren Darstellung wurde an drei Regions of Interest (ROI) der Hounsfield (HU)-Wert der Probe ermittelt. Die ROI entsprechen der Densspitze, der Densbasis (Übergang Dens zu Wirbelkörper HWK 2) und der anterioinferioren Seite des Axis (Abb. 11). Der HU-Wert wurde mit Hilfe des Programmes BMD Calculator in die Knochenmineraldichte der Probe (mg/cm^3) umgerechnet.

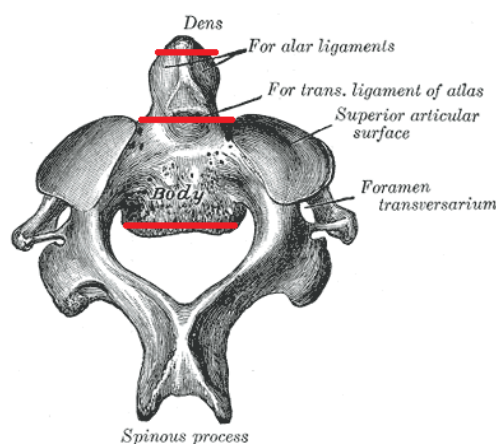


Abb. 11 ROI [97]

2.2.3 Kadaverpräparation

Die 13 Halswirbelsäulensegmente wurden randomisiert in zwei Gruppen aufgeteilt. Hierfür wurde die Software der Internetseite www.randomizer.org verwendet. Alle Präparate in Gruppe A wurden mit zwei Schrauben und alle Präparate in Gruppe B mit einer Schraube versorgt.

Die in Plastiktüten verpackten Halswirbelsäulensegmente wurden in einem Wasserbad bei ca. 40°C langsam aufgetaut. Die C2 Wirbelkörper wurden vorsichtig von Weichteilgewebe, der Bandscheibe HWK 2/3, der Knorpel sowie allen ligamentären Verbindungen frei präpariert, um den isolierten Axis benutzen zu können. Pro Versuchstag wurde ein Knochen verwendet.

Vor allem die komplette Freilegung des anterioinferioren Randes des Axis war wichtig, um eine optimale Verankerung des Schraubenschaftes in der Kortikalis zu erreichen. Auch die saubere Präparation des Dens axis war unerlässlich für das spätere Einbetten, da hierbei der Kontakt zwischen Harz und dem sauberen Knochen für eine stabilere Verbindung sorgt und somit Rotationsbewegungen des Dens axis innerhalb des Harzes verhindert werden können.

2.2.4 Osteotomie

Um später eine optimale Lage der Schrauben zu erreichen, wurden entweder ein oder zwei Führungsdrähte in der Koronarebene in einem auf die Mittellinie zulaufenden Winkel (10°, vom Instrumentarium Königsee Instrumente und Implantate vorgegeben) mit einem kanülierten Bohrer entlang der paramedianen Achse in Richtung Densspitze geschoben. Wenn beide K-Drähte exakt positioniert waren, wurden sie wieder entfernt. Zur späteren Orientierung wurde mit einem Marker eine vertikale Markierungslinie gezogen, welche den späteren Frakturspalt überkreuzt. Um die isolierte Typ II Densfraktur zu simulieren, wurde dann der Dens so nah wie möglich an seiner Basis in der Transversalebene mit einer oszillierenden Säge abgesägt.

2.2.5 Osteosynthese

2.2.5.1 Zwei-Schrauben-Osteosynthese

Die korrekte Schraubenlänge, welche je nach Ausmaß des Dens axis variieren kann, wurde bestimmt.

Die zwei Führungsdrähte wurden erneut in den Axis eingeführt und die Schrauben entlang der Drähte an den anterioinferioren Rand des Axis angesetzt.

Die Schrauben wurden unter Führung der Drähte mit einem kanülierten Schraubendreher eingedreht. Wichtig ist, dass die Gewinde der Schrauben vollständig in die Kortikalis des Axis eingebracht und in der Densspitze verankert wurden, um eine maximale interfragmentäre Kompression zu erreichen. Das proximale Gewinde sollte im proximalen Frakturfragment liegen, um die gewünschte Stabilität zu erreichen. Ein Herausragen der Schrauben um ein bis drei Millimeter sichert die Verankerung in der Kortikalis der Densspitze und ist zulässig [5, 29, 80].

Nachdem die Schrauben exakt positioniert worden waren, konnten die Führungsdrähte entfernt werden.

2.2.5.2 Ein-Schrauben-Osteosynthese

Im Gegensatz zu der Zwei-Schrauben-Osteosynthese wurde hier nur ein Führungsdraht entlang der Mittellinie in der Koronarebene eingeführt. Es wurde der gleiche Schraubentyp verwendet. Die Technik entspricht der Zwei-Schrauben-Technik (Abb. 12-13).

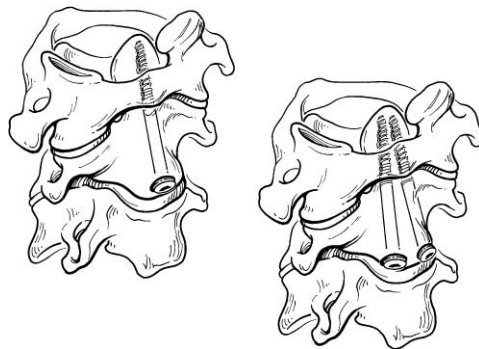


Abb. 12 Ein -und Zwei-Schrauben-Fixierung [1]



Abb. 13 Kadaver Osteosynthese

2.2.6 Einbetten

Vor dem Einbetten wurden die Eintrittsstellen der Osteosyntheseschrauben mit Knetgummi verschlossen, um das Volllaufen der Schrauben mit dem flüssigen Kunstharz zu verhindern. Der Knetgummi diente außerdem dazu, den Axis in dem zum Einbetten verwendeten Metalltopf zu zentrieren und so seine korrekte Lage zu gewährleisten. Der Wirbelkörper sollte mittig in dem Topf platziert sein, so dass der Dens in der Longitudinalebene lag (Abb. 14).

Das Zwei-Komponenten-Harz wurde durch Mischen des Methylmethacrylatpulvers und der Flüssigkeit im Verhältnis 2:1 hergestellt.

Das flüssige Harz wurde vorsichtig um den C2 Knochen gefüllt, wobei es bis unter die Facettengelenke und von hinten nicht zu nah an den Osteotomiespalt reichen sollte. Nachdem der Harz für ca. eine halbe Stunde gehärtet war, wurde der ganze Block in den für den Versuch entwickelten Topf gesetzt und mit Hilfe von vier Schrauben fixiert.

Dieser Topf wurde umgedreht aufgehängt, um die Densspitze in einem weiteren Metalltopf einzubetten. Nach erneuter Härtung des Harzes für eine Stunde wurde der Dens-Harz-Block mit fünf Schrauben in dem Metalltopf fixiert.

Auf einen ausreichenden Abstand (ca. 2 mm) des Harzes zum Osteotomiespalt wurde geachtet, um ein Eindringen in das Präparat zu verhindern.

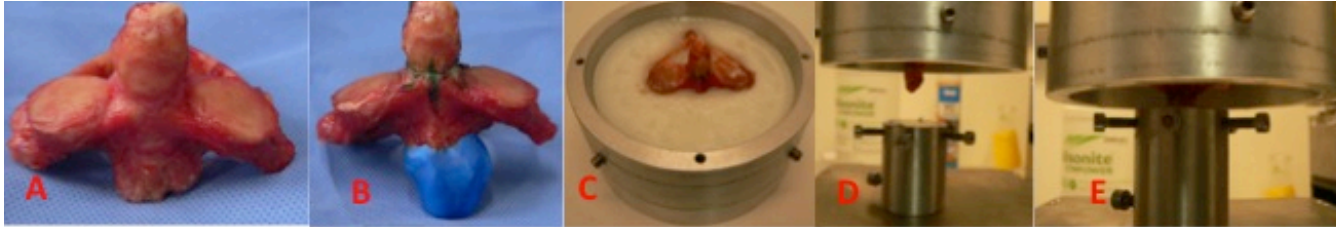


Abb. 14 Einbetten der Knochenprobe; A = präparierter Axis, B = verschraubter Axis mit Knetgummi, C = eingebetteter Axis, D = Aufhängung Axis, E = Dens axis Einbettvorrichtung

2.2.7 Studienparameter

2.2.7.1 Drehmoment auf den isolierten Dens axis

Mit Hilfe der Ergebnisse aus der Vorläuferstudie „One-screw fixation provides similar stability to that of two-screw fixation for type II dens fractures ” [98] konnte das direkte Drehmoment auf den Dens axis, ausgeübt von den Ligg. alaria, dem akzessorischem Ligament und dem Lig. transversum, an drei Knochenproben ermittelt werden.

Hierfür wurden die Drehmoment-Winkel-Kurven (Abb. 15) aus den quasi-statischen Testungen der oben genannten Arbeit von Feng et al. verwendet. Der DM-Wert aus der Kurve des intakten C1-C2 Segmentes (K_i) wurde mit dem DM-Wert der Kurve nach Entfernung aller nicht an den Dens ansetzenden Ligamente (K_o) verrechnet. Um das direkte Drehmoment auf den Dens axis zu ermitteln, wurde die Differenz der jeweiligen Drehmomente $|(K_i - K_o)|$ auf den Dens axis bei 15° (ROM = 30°), 20° (ROM = 40°), 25° (ROM = 50°) und 30° (ROM = 60°) axialer Rotation gebildet (siehe Anhang 7.1).

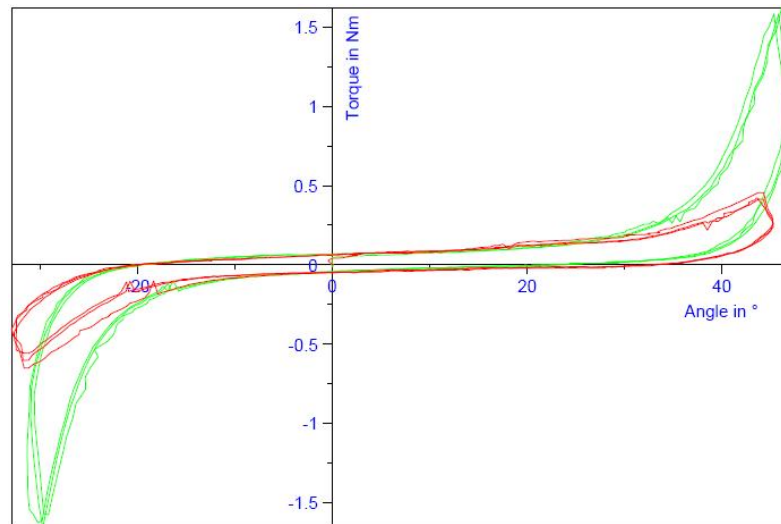


Abb. 15 Drehmoment-Winkel-Kurve; Grün = intaktes C1-C2 Segment (Ki), Rot = nach Entfernung der ligamentären Verbindungen (Ko)

Die durch den Sensor festgelegte Messunsicherheit des Versuchsaufbaus beträgt 0,01 Nm. Ein Drehmoment größer als diese Messunsicherheit entsteht ab einer axialen Rotation von 20°, also einer ROM von 40° (Anhang 7.1). Daher wurden für die Bildung des Mittelwertes die DM-Werte der Differenz $|K_i - K_o|$ bei einer Rotation von 15° nicht berücksichtigt.

Der somit berechnete Mittelwert ergab $\bar{x} = 0,04$ Nm für das direkte Drehmoment, das auf den Dens axis ausgeübt wird.

Dieses Drehmoment wurde für die dynamische Testung verwendet.

2.2.7.2 Postoperative Ruhigstellung

In der Klinik für Neurochirurgie der Universität zu Lübeck werden Patienten postoperativ für den Zeitraum von sechs Wochen mit einer Zervikalorthese (Miami J Collar; Jerome Medical, Moorestown, NJ, USA), versorgt. Diese erlaubt eine maximale ROM von 48,2° in der axialen Rotation [99].

2.2.7.3 Anzahl der Rotationsbewegungen der HWS

Als Maß für die Berechnung der Anzahl der Rotationen wurde der theoretische Zeitraum von ca. sechs Wochen festgelegt [78, 83, 89, 93], welcher der postoperativen Ruhigstellung entspricht.

Aufgrund der maximal möglichen ROM bei Anlage des Miami J Collars von $48,2^\circ$ und des ermittelten direkten Drehmoments auf den Dens mit $\bar{x} = 0,04$ Nm ab einer ROM von 40° bestimmte sich die Anzahl der zervikalen Rotationsbewegungen mit einer ROM von 40° bis 50° innerhalb des Zeitraumes von sechs Wochen [100]. Aus den Werten wurden 89.000 axiale Rotationsbewegungen errechnet.

Um den Heilungszeitraum von sechs Wochen sowie eventuelle Unsicherheiten bei der Ermittlung der Bewegungsanzahl abzudecken, wurde zu den 89.000 axialen Rotationsbewegungen ein Zuschlag von 25 % addiert. Somit durchlief der eingesetzte Axis 111.000 Rotationsbewegungen mit einer Frequenz von 2 Hz.

Eine Frequenz von 2 Hz wurde gewählt, um eventuelle Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften der Knochenprobe zu verhindern. Die Testzeit wurde so auf 16 Stunden begrenzt.

2.2.8 Versuchsdurchführung

Der osteotomierte, verschraubte und eingebettete Axis wurde in den dynamischen Teststand eingesetzt (Abb. 16). Auf dem Computer wurden die zugehörigen Programme gestartet und der Regler (SysCon) eingerichtet.

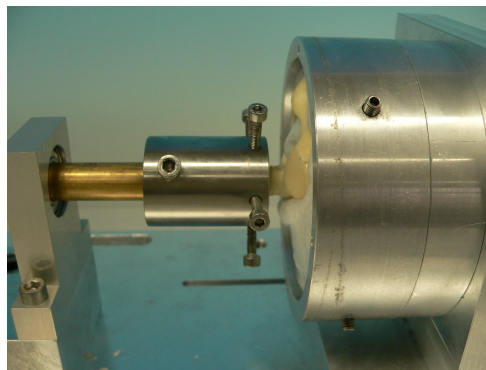


Abb. 16 Probe im Messaufbau eingesetzt

Pro Testdurchlauf wurden 111.000 Rotationsbewegungen durchlaufen. Jeder Testdurchlauf bestand aus 78 Zyklen mit jeweils (pro Zyklus) 1500 Belastungen (= n) mit einer Frequenz von 2 Hz und einer Amplitude von 0,08 Nm (Abb. 17).

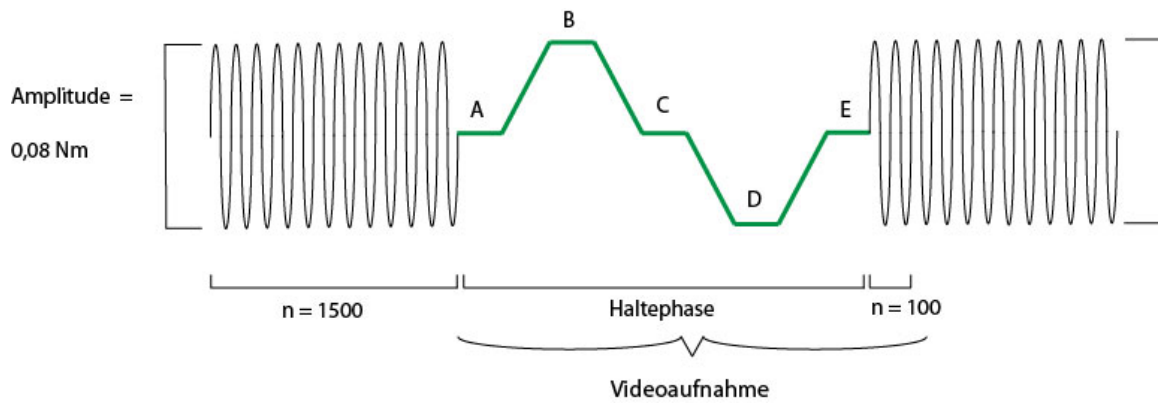


Abb. 17 Testzyklus mit Haltephase

Die Werte der Drehmomente und der Drehwinkel der ersten 100 Belastungen wurden in DIAdem 10.0 gespeichert. Mit der Mikroskopkamera erfolgte die Aufnahme eines Videos des Frakturspaltes. Anschließend folgte eine Haltephase (HP) von 18 Sekunden, in welcher das Drehmoment von 0 Nm auf das maximale Drehmoment von 0,04 Nm, zurück auf 0 Nm, auf das minimale Drehmoment von -0,04 Nm, und wieder zurück auf 0 Nm geregelt wurde (Abb. 17, A-E). Die Werte der nächsten 1500 Belastungen sowie der folgenden Haltephase wurden ebenfalls in DIAdem 10.0 gespeichert.

In den anschließenden Zyklen wurde alle 1500 Belastungen eine Haltephase gefahren, deren Werte zusammen mit denen der folgenden 100 Belastungen in DIAdem 10.0 gespeichert wurden. Insgesamt wurden 78 dieser Zyklen durchlaufen und gespeichert.

Die Mikroskopkamera machte ein Foto von dem Frakturspalt bei den Haltepunkten der Haltephase (0 Nm, 0,04 Nm, 0 Nm, -0,04 Nm, 0 Nm; Abb. 18) und nahm ein Video der anschließenden 100 Unterzyklen auf, um eventuelle Veränderungen, wie Lockerungen der Schraube und Bewegungen der osteotomierten Knochenhälften, zu dokumentieren (Abb. 18).

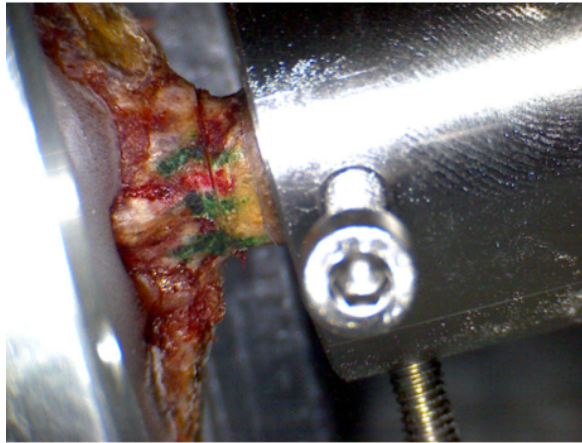


Abb. 18 Mikroskopkamerabild des Frakturspaltes

2.2.9 Auswertung

2.2.9.1 Auswertung der gesammelten Daten

Die mit DIAdem 10 ermittelten Daten wurden in DIAdem 11 übertragen. Es wurden je 100 DM und DW-Werte aus dem zeitlichen Verlauf der Anlaufpunkte A (0 Nm), B (- 0,04 Nm), C (0 Nm), D (+ 0,04 Nm) und E (0 Nm) in ein Excel Template übertragen und die jeweiligen Mittelwerte ermittelt (Abb. 19).

Aus diesen Mittelwerten wurden zwei Parameter bestimmt, die Amplitude und der Drift. Die Amplitude ist invers proportional zu der Steifigkeit des Osteosyntheseverbundes (Steifigkeit = DM/DW, Amplitude = DW, DM konstant 0,04 Nm).

Die Amplitude entspricht dem Weg (DW) zwischen den Punkten B und D, und somit dem DW einer axialen Rotationsbewegung um die Longitudinalachse des Dens axis (Abb. 19). Anhand der Auswertungen konnten die Amplitude zu Beginn (1. HP) sowie am Ende (78. HP) des theoretischen Heilungszeitraumes errechnet werden.

Der Drift ist ein Parameter, welcher die bleibende Verformung des Osteosyntheseverbundes, also den kumulierten Schaden nach Dauerbelastung wiedergibt. Änderungen der Lage der Frakturfragmente zueinander in der neutralen Ausgangsposition, nach Vollendung des Heilungszeitraumes, werden durch diesen Parameter deutlich gemacht.

Es wurde der Mittelwert der DW Werte bei Punkt A, dem ersten Nullpunkt eines Zyklus, aus den Werten der 1.-4. HP ($\bar{x} = a$) sowie aus den Werten der 75.-78. HP ($\bar{x} = b$) gebildet (Abb. 19). Aus den beiden errechneten Mittelwerten wurde der Betrag der Differenz $|(b - a)|$ gebildet.

Diese Rechnungen dienten dazu, den Drift beider Gruppen vergleichen zu können.

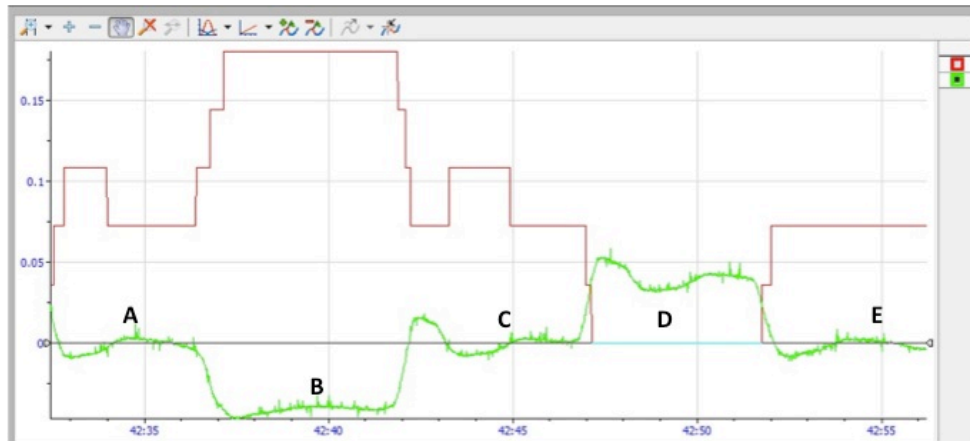


Abb. 19 Haltephase DIAdem 10.0 (Grün: DM, Rot: DW); Anlaufpunkte: A (0 Nm), B (-0,04 Nm), C (0 Nm), D (+0,04 Nm) und E (0 Nm)

2.2.9.2 Statistische Auswertung

Die statische Auswertung erfolgte mit SPSS statistics 20. Die durchschnittlichen Werte werden in $\bar{x} \pm$ Standardabweichung (SD) angegeben. Das statistische Signifikanzniveau wurde mit $p = < 0,05$ definiert.

Für den statistischen Vergleich der Gruppen 1s (Ein-Schrauben-Osteosynthese) und 2s (Zwei-Schrauben-Osteosynthese) wurde der nichtparametrische Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben gewählt. Für den statistischen Vergleich der Parameter primäre Rotationssteifigkeit und Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung wurde der t-Test für gepaarte Stichproben verwendet.

Die bivariate Korrelationsanalyse nach Kendall-Tau-b wurde für die statistische Analyse der Korrelation der unabhängigen Variablen Alter, Geschlecht, durchschnittliche Knochenmineraldichte und Densdurchmesser mit den abhängigen Variablen Amplitude 1. HP, Amplitude 78. HP und dem Drift $|(b - a)|$ verwendet.

Für die Posthoc Effektstärkenberechnung der statistisch signifikanten Parameter und für die Errechnung der benötigten Stichproben der statistisch nicht signifikanten Parameter wurde das Programm G*Power verwendet.

III. Ergebnisse

3.1 Deskriptive Statistik

3.1.1 Unabhängige Variablen

Eine Knochenprobe (Patienten ID 1858, siehe Anhang 7.2) wurde in die statistischen Auswertungen nicht mit einbezogen, da durch technische Fehler keine Daten erhoben werden konnten. Die Probe gehörte in die Gruppe der mit einer Schraube versorgten Knochenproben (Gruppe 1s).

Als unabhängige Parameter wurden mittlere Knochenmineraldichte (mg/cm^3) des Dens axis, Alter, Geschlecht und der Densdurchmesser (mm) gewählt. Die verwendete Schraubenlänge (mm) wird als nicht unabhängiger Parameter in der deskriptiven Statistik mit erfasst.

Die Gruppe der untersuchten Proben bestand aus 12 (5 männliche, 7 weibliche) Knochenproben mit einem durchschnittlichen Alter von $\bar{x} = 84 \pm 10,5$ Jahren und einer mittleren Knochenmineraldichte von $\bar{x} = 473,59 \pm 95,98 \text{ mg}/\text{cm}^3$. Der durchschnittliche Densdurchmesser betrug $\bar{x} = 11,33 \pm 1,56 \text{ mm}$. Für die Schraubenlänge ergab sich eine durchschnittliche Länge von $\bar{x} = 39 \pm 3,13 \text{ mm}$ (Diagramme 1-4).

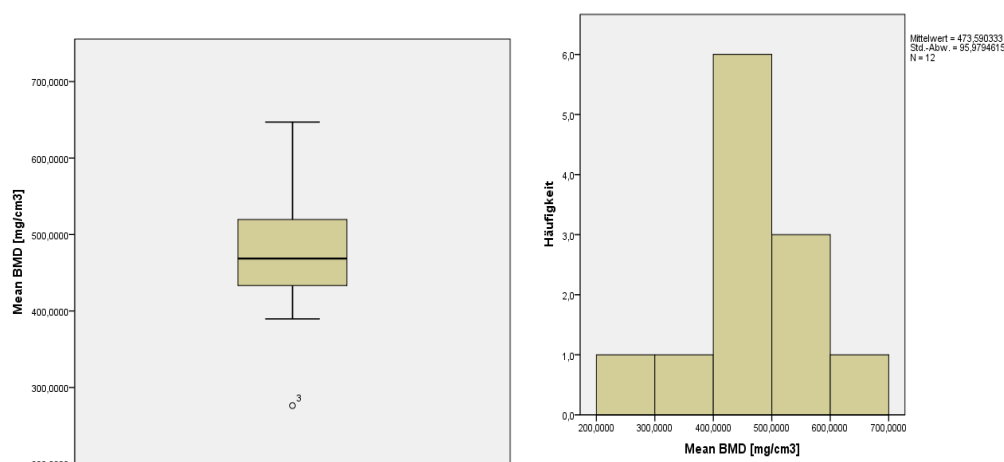


Diagramm 1: Verteilung der Knochenmineraldichte

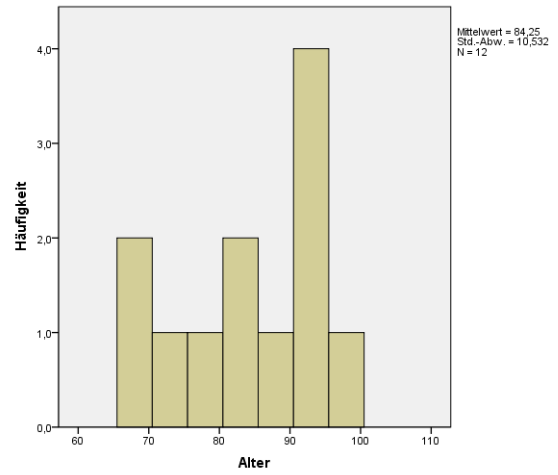
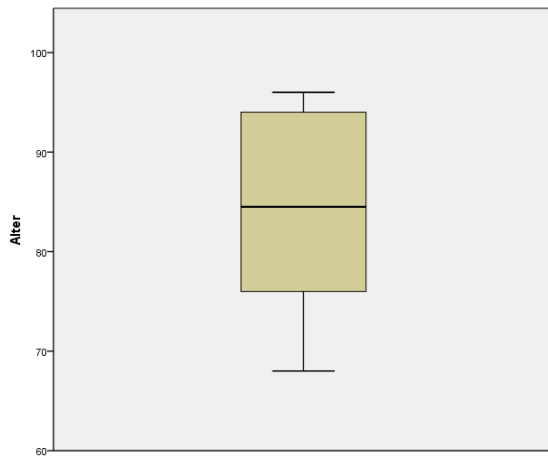


Diagramm 2: Verteilung Alter

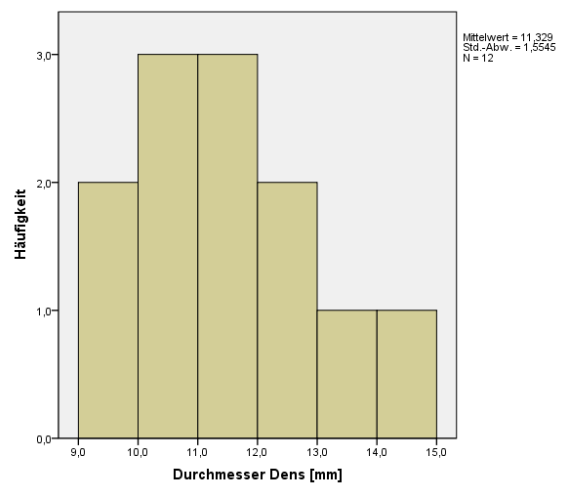
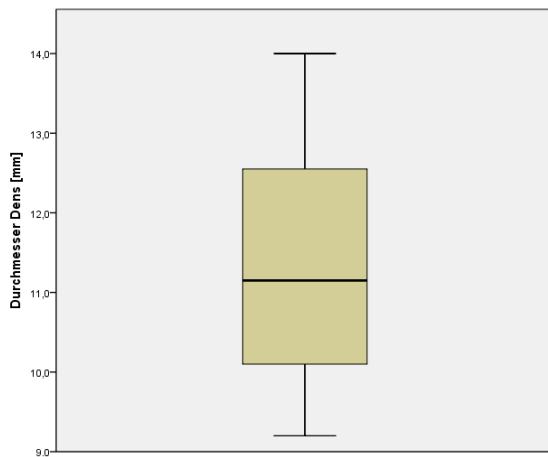


Diagramm 3: Verteilung Densdurchmesser

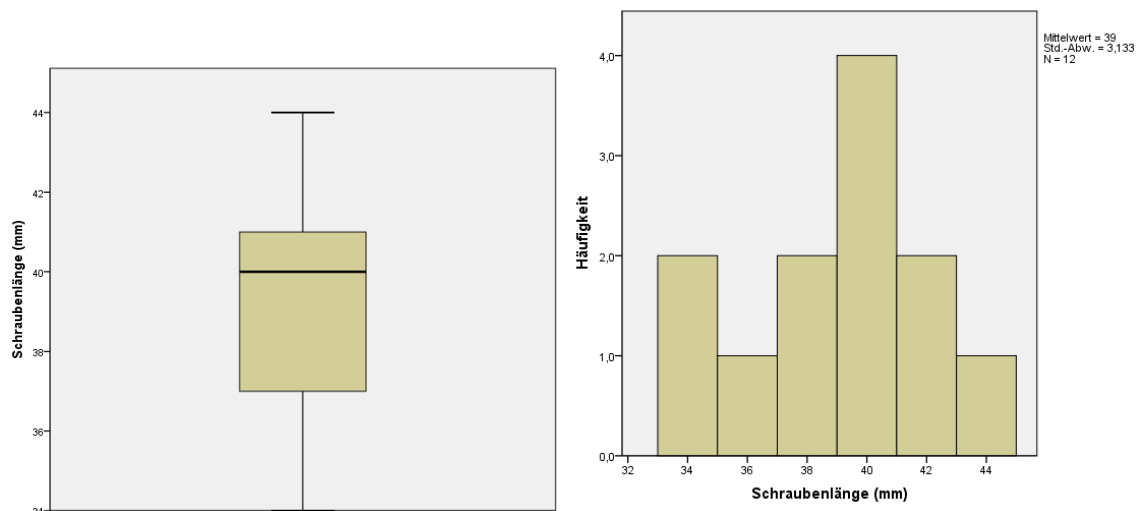


Diagramm 4: Verteilung Schraubenlänge

Die KMD betrug für die Gruppe 1s $\bar{x} = 475,36 \pm 89,05 \text{ mg/cm}^3$, für die Gruppe 2s $\bar{x} = 471,83 \pm 111,04 \text{ mg/cm}^3$. Das durchschnittliche Alter der Gruppe 1s lag bei $\bar{x} = 82 \pm 11,32$ Jahre, das der Gruppe 2s bei $87 \pm 10,09$ Jahre. Der durchschnittliche Densdurchmesser der Gruppe 1s war $\bar{x} = 10,53 \pm 1,07 \text{ mm}$, der der Gruppe 2s $\bar{x} = 12,07 \pm 1,62 \text{ mm}$. Die Schraubenlänge der Gruppe 1s betrug $\bar{x} = 38,67 \pm 2,73 \text{ mm}$, in der Gruppe 2s $\bar{x} = 39,33 \pm 3,72 \text{ mm}$.

Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen 1s und 2s beim Vergleich der Knochenmineraldichte ($p = 0,699$), des Alters ($p = 0,589$), des Densdurchmessers ($p = 0,132$) und der Schraubenlänge ($p = 0,699$) (Diagramme 5,7-8).

Die KMD für die weiblichen Proben betrug $\bar{x} = 445,89 \pm 93,09 \text{ mg/cm}^3$, für die männlichen Proben $\bar{x} = 512,37 \pm 94,68 \text{ mg/cm}^3$. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen der KMD der weiblichen und der männlichen Knochenproben ($p = 0,202$) (Diagramm 6).

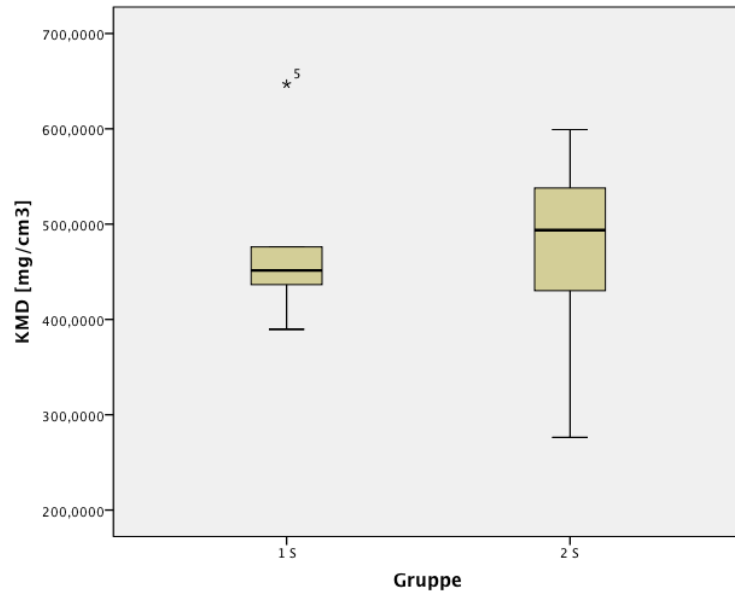


Diagramm 5: Vergleich KMD 1s vs. 2s

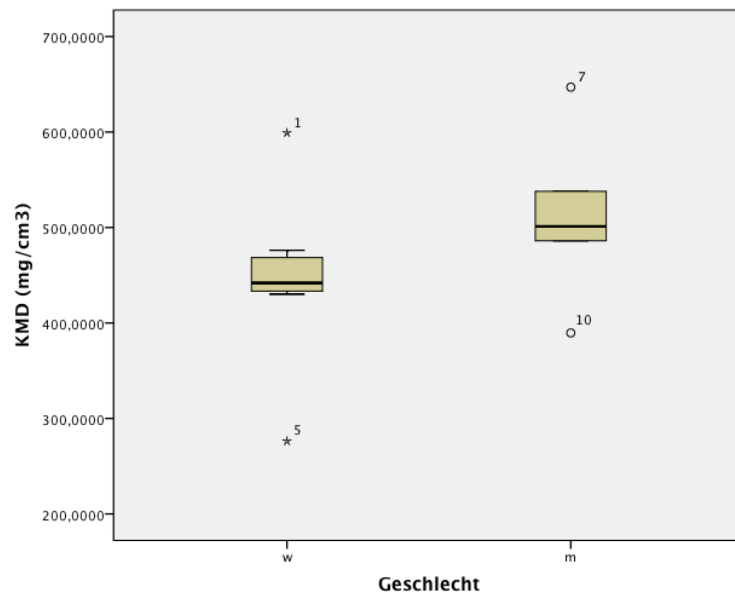


Diagramm 6: Vergleich KMD weiblich vs. männlich

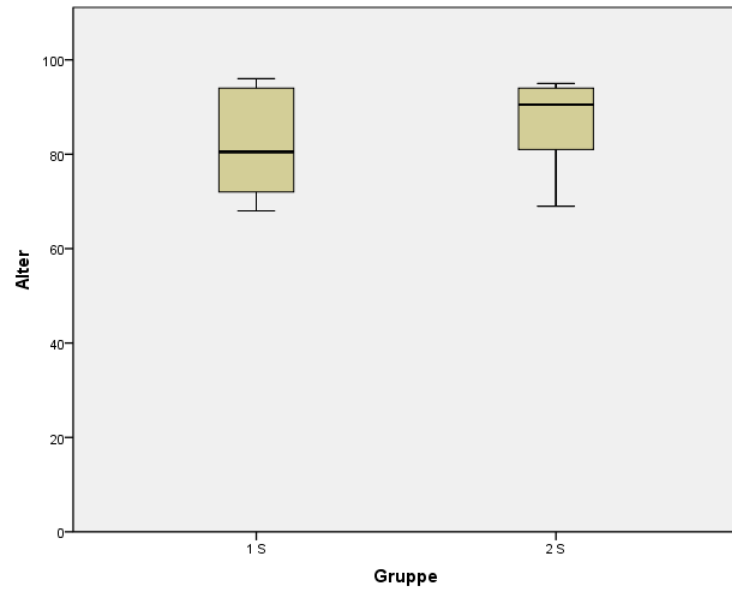


Diagramm 7: Vergleich Alter 1s vs. 2s

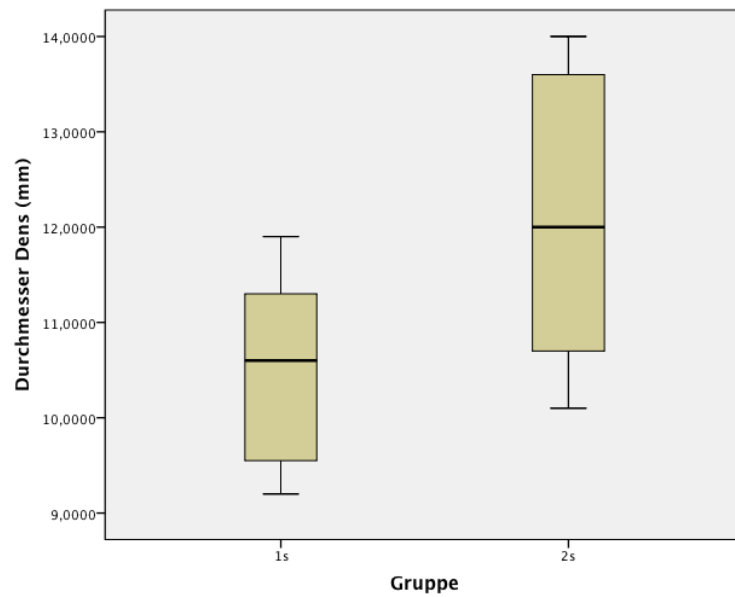


Diagramm 8: Vergleich Densdurchmesser 1s vs. 2s

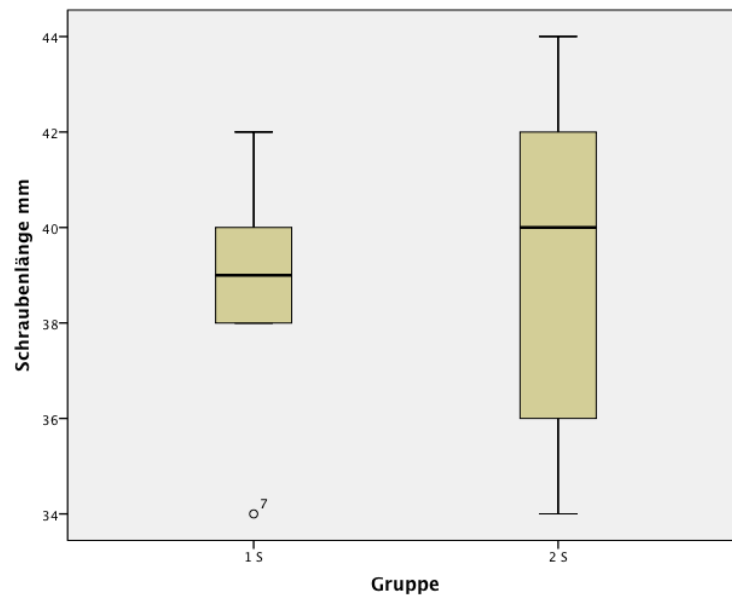


Diagramm 9: Vergleich Schraubenslänge 1s vs. 2s

3.1.2 Abhängige Variablen

Die abhängigen Variablen beinhalten die Parameter Amplitude der 1. HP, Amplitude der letzten (78.) HP und die Differenz des Drifts.

Die Amplitude der 1. HP ist der Parameter für die primäre Rotationssteifigkeit des Osteosyntheseverbundes, die Amplitude der 78. HP repräsentiert die Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung und der Drift die bleibende Verformung, also den kumulierten Schaden nach Dauerbelastung, des Osteosyntheseverbundes.

Eine Knochenprobe (Patienten ID 1819, siehe Anhang 7.2) wurde in die Auswertungen der 78. HP und des Drifts nicht mit eingeschlossen, da es zu einem vorzeitigen Abbruch nach 88.297 Belastungszyklen kam. Die Knochenprobe gehörte in die Gruppe der mit einer Schraube versorgten Knochen (1s).

Die durchschnittliche Amplitude der 1. Haltephase lag bei $\bar{x} = 0,161 \pm 0,118^\circ$, die der letzten Haltephase bei $\bar{x} = 3,669 \pm 11,476^\circ$ (Diagramme 10 - 11).

Die Differenz des Drifts betrug durchschnittlich $\bar{x} = 2,025 \pm 3,154^\circ$ (Diagramm 12).

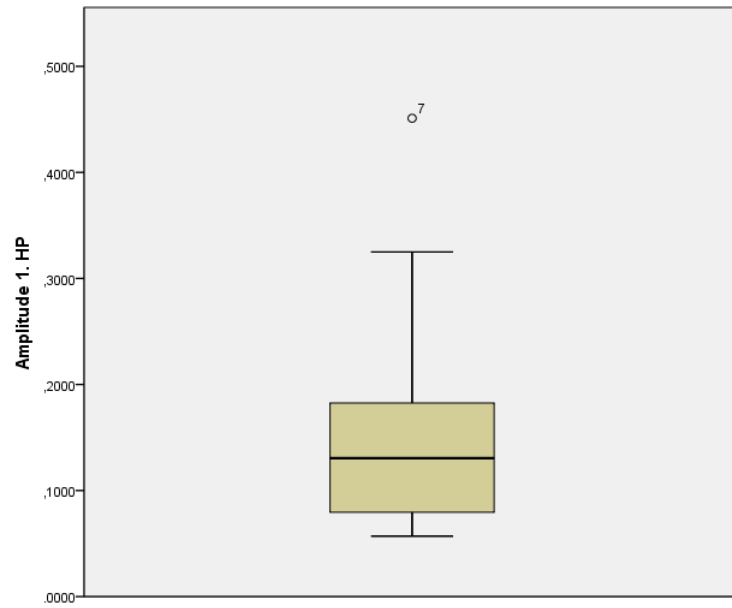


Diagramm 10: Amplitude 1. HP

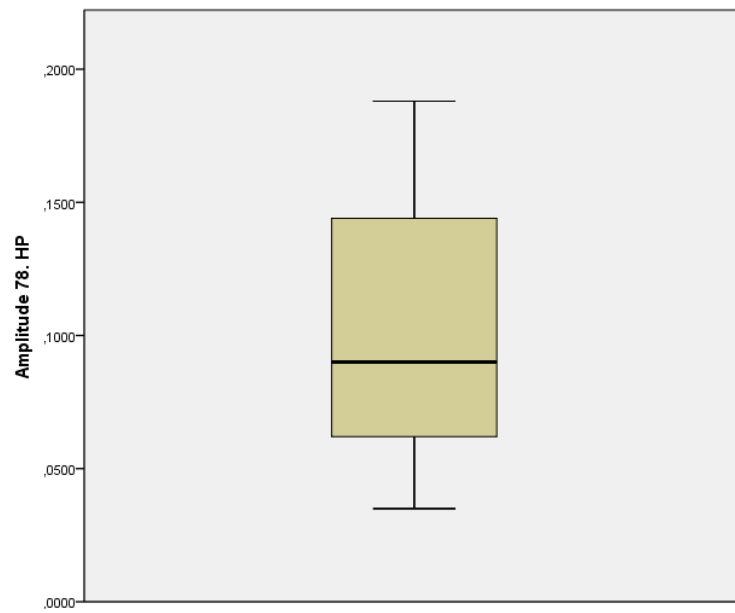


Diagramm 11: Amplitude 78. HP

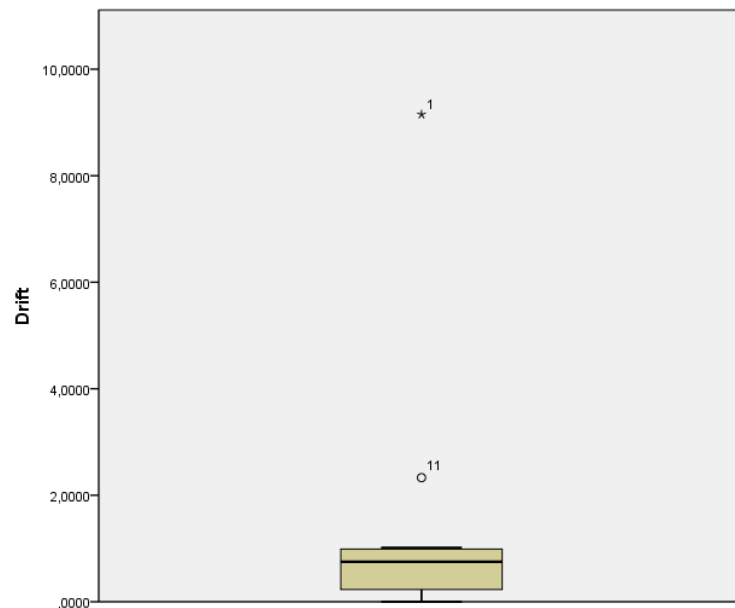


Diagramm 12: Drift

Es zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1s und 2s bei dem Vergleich der Parameter Amplitude der 1. Haltephase ($p = 0,041$) und der Amplitude der 78. Haltephase ($p = 0,041$) (Diagramme 13 - 14).

Zwischen den Werten der Differenz des Drifts $|(b - a)|$ ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1s und 2s nachweisen ($p = 0,485$) (Diagramm 15).

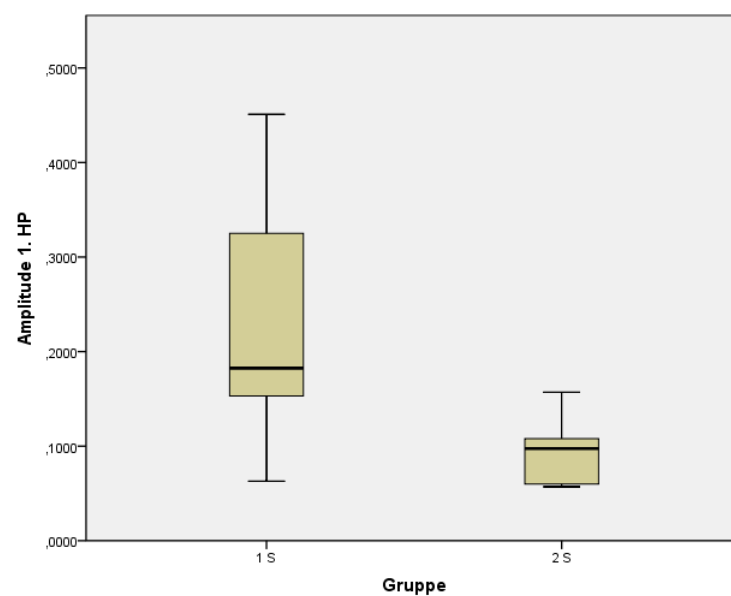


Diagramm 13: Amplitude 1. HP 1s vs. 2s

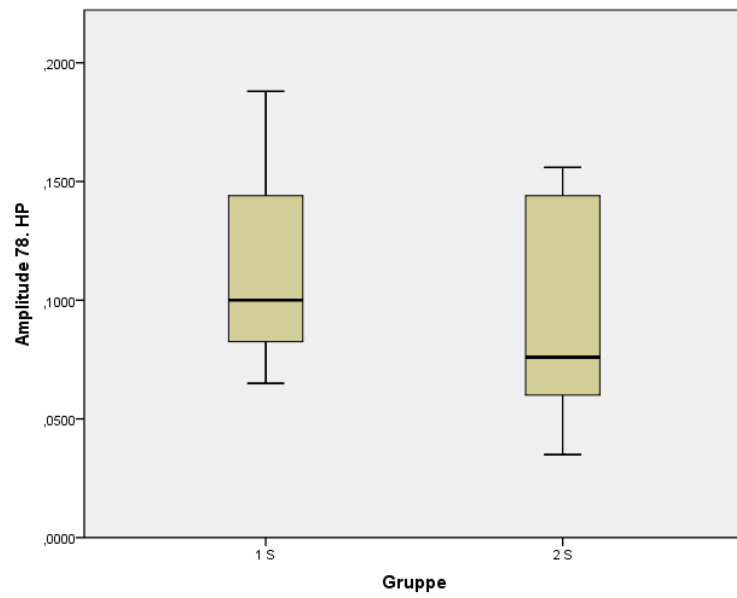


Diagramm 14: Amplitude 78. HP 1s vs. 2s

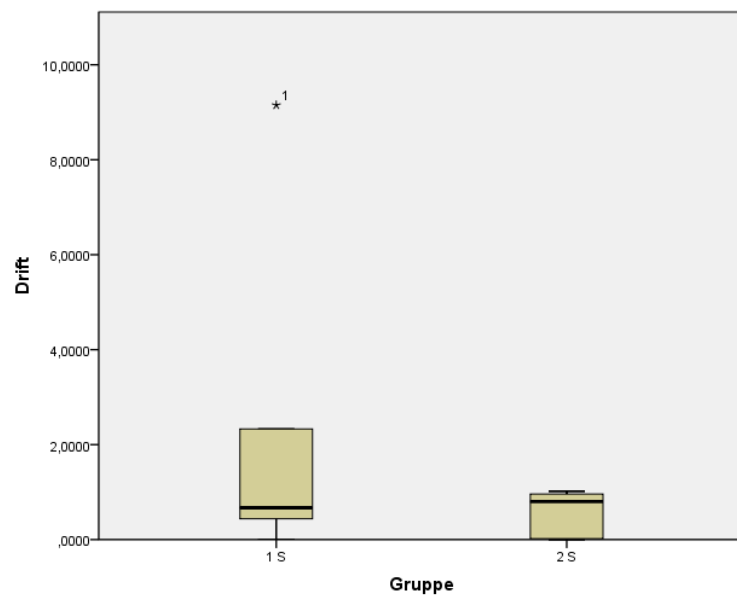


Diagramm 15: Drift 1s vs. 2s

Berechnung der Mediane der Amplituden der 1. und 78. HP und des Drifts:

	M A 1. HP	M A 78. HP	M A 78.HP/M A 1.HP	M A 1.HP/M A 78.HP	M Drift
2s	0,0975	0,076	0,779	1,283	0,8
1s	0,1825	0,188	1,030	0,971	0,67
2s/1s	0,534	0,404			1,194
1s/2s	1,872	2,474			0,8375

Tabelle 1: Mediane (M) der Amplituden (A) der 1. HP, der 78. HP und des Drifts; 2s = 2 Schrauben, 1s = 1 Schraube

Berechnung der Mediane der Steifigkeiten (invers proportional zur Amplitude):

	M S 1.HP	M S 78.HP	M S 78.HP/M S 1.HP	M S 1.HP/M S 78.HP
2s	10,256	13,158	1,283	0,779
1s	5,479	5,319	0,971	1,030
2s/1s	1,872	2,474		
1s/2s	0,534	0,404		

Tabelle 2: Mediane (M) der Rotationssteifigkeiten (S); 1s = 1 Schraube, 2s = 2 Schrauben

Es zeigte sich bei dem Vergleich der 1. HP mit der 78. HP im gesamt Kollektiv ($p = 0,386$), in der Gruppe 1s ($p = 0,537$) und der Gruppe 2s ($p = 0,648$) kein statistisch signifikanter Unterschied.

3.2 Posthoc Effektstärkenberechnung

Die Berechnung der Effektstärke dient zur Einschätzung der praktischen Relevanz der als statistisch signifikant ausgewerteten Ergebnisse. Die Power (Teststärke) = $(1 - \beta)$ ist ein Wert, um die Aussagekraft eines statistischen Tests zu beschreiben.

	Effektstärke	Power
1. HP 1s vs. 2s	3,538	1
78. HP 1s vs. 2s	0,26696	0,0692

Tabelle 3: Posthoc Effektstärkenberechnung

3.3 Ermittlung der benötigten Probenzahl

Für die Parameter welche sich statistisch nicht signifikant unterschieden, wurde die benötigte Probenzahl ermittelt, welche notwendig wäre, um ein statistisch signifikantes Ergebnis zu erhalten.

	Effektstärke	Benötigte Probenzahl pro Gruppe
Drift 1s vs. 2s	0,2321	410
1. HP vs. 78. HP gesamt Kollektiv	0,16605	800
1. HP vs. 78. HP Gruppe 1s	0,2299643	418
1. HP vs. 78. HP Gruppe 2s	0,1157368	1644

Tabelle 4: Ermittlung der benötigten Probenzahl pro Gruppe

3.4 Korrelationsanalyse

Bei der Korrelationsanalyse nach Kendall-Tau-b zeigte sich eine mittelstarke statistisch signifikante Korrelation zwischen der Amplitude der 78. Haltephase und dem Geschlecht ($R = -0,520$; $p = 0,042$).

Korrelation nach Kendall-Tau-b

			Amplitude 1. HP	Amplitude 78. HP	Drift
Kendall- Tau-b	Mean BMD [mg/cm ³]	Korrelationskoeffizient	-,394	-,394	-,394
		Sig. (2-seitig)	,075	,075	,075
		N	12	12	12
	Alter	Korrelationskoeffizient	,031	,031	,185
		Sig. (2-seitig)	,890	,890	,408
		N	12	12	12
	Geschlecht	Korrelationskoeffizient	-,479	-,520	-,354
		Sig. (2-seitig)	,062	,042	,167
		N	12	12	12
	Durchmesser Dens [mm]	Korrelationskoeffizient	-,015	-,076	,107
		Sig. (2-seitig)	,945	,731	,630
		N	12	12	12

Tabelle 5: Korrelation nach Kendall-Tau-b

Mediane der 78. HP der weiblichen und männlichen Proben:

	A 78. HP w	A 78. HP m	S 78. HP w	S 78. HP m
Median	0,150	0,062	6,667	16,129
w/m	2,419		0,413	
m/w	0,413		2,419	

Tabelle 6: Vergleich Mediane der Amplitude (A) und der Rotationssteifigkeit (S) der 78. HP weiblich (w) vs. männlich (m)

IV. Diskussion

Die Stabilisierung von Frakturen des Dens axis vom Typ II ist von besonderer Bedeutung, da dieser Frakturtyp instabil ist und mit einem hohen Risiko der Entstehung einer Pseudarthrose einhergeht. Die Pseudarthrose des Dens axis ist die einzige potentiell zum Tode führende Pseudarthrose [36]. Wichtige Risikofaktoren für die Entstehung eines Falschgelenkes sind die mangelnde Ruhigstellung sowie ein persistierender Frakturspalt ≥ 2 mm [32, 42]. Eine rotationsstabile Kompression der Frakturfragmente ist das Ziel der ventralen Osteosynthese mit einer oder mit zwei Schrauben.

4.1 Studienlage

Die Frage nach dem geeigneten Osteosyntheseverfahren bei Typ II Frakturen des Dens axis ist bis heute nicht hinreichend geklärt. Es konnte bisher keine eindeutige klinische Empfehlung gegeben werden, ob die Osteosynthese mit einer oder mit zwei Schrauben der jeweils anderen Möglichkeit überlegen ist.

So finden sich nur wenige Studien, die sich auf den biomechanischen Vergleich der Osteosyntheseverfahren bei Typ II Densfrakturen konzentrieren.

1993 veröffentlichten Sasso et al. [101] und Graziano et al. [102] die Ergebnisse ihrer Studien.

Graziano et al. [102] teilte acht C1-C2 Knochenproben in zwei Gruppen ein. Die Osteotomie wurde unter Erhalt der Weichteilstrukturen durchgeführt und mit einer oder mit zwei 3,5 mm durchmessenden und kanülierten Knochenschrauben (Synthes) stabilisiert. Es wurden die Torsionssteifigkeit bei Rotationen bis 10° und die Biegesteifigkeit getestet. Beide Gruppen zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Daraus folgerten die Autoren, dass beide Osteosyntheseverfahren die gleiche Stabilität bieten.

Das Ziel von Sasso et al. [101] war der Vergleich der mechanischen Stabilität zwischen der Osteosynthese mit einer oder mit zwei Schrauben. Die Autoren verwendeten 13 frische C2 Knochenproben. Die Osteosynthese erfolgte mit einer oder mit zwei 3,5 mm AO Kortikalisschrauben. Die Knochenproben wurden randomisiert in drei Gruppen geteilt und die Steifigkeiten bei Extension, Flexion und seitlicher Verbiegung ermittelt. Anschließend

wurde die Kraft bestimmt, die zum Versagen der Osteosynthese führte (Bruchlast). Es fanden sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Osteosyntheseverfahren. Eine Vermutung der Autoren war, dass die Verzahnung der Frakturfragmente eine wichtigere Rolle spielt als die Anzahl der Schrauben.

Die 1995 veröffentlichte Studie von McBride et al. [103] verglich die Osteosynthese bei Typ II Densfrakturen unter Verwendung von zwei 3,5 mm kanülierten Schrauben oder einer 4,5 mm kanülierten Herbert Schraube an 12 C2 Knochenproben (10 fixiert und zwei frisch). Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die Torsionssteifigkeit des Osteosynthesekonstrukts mit einer 4,5 mm Herbert Schraube dem Osteosyntheseverfahren mit zwei 3,5 mm Schrauben statistisch signifikant überlegen war.

2012 publizierten Feng et al. [98] neu gewonnene Erkenntnisse bezüglich des Vergleichs der Osteosyntheseverfahren bei Typ II Densfrakturen. Es wurden 14 C2 Knochenproben verwendet, die randomisiert in zwei Gruppen eingeteilt und mit einer oder mit zwei doppelt gewundenen, selbstschneidenden kanülierten Schrauben mit einem distalen Durchmesser von 3 mm und einem proximalen Durchmesser von 4 mm der Firma Königsee Implantate GmbH versorgt wurden. Die Schub- und Torsionssteifigkeiten wurden verglichen, wobei sich jedoch keine statistisch signifikanten Unterschiede zeigten. Auch die Knochenmineraldichte des Zahnfortsatzes hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Qualität der Osteosynthese. Es fand sich in beiden Gruppen eine Reduktion der Schubsteifigkeit auf 50 % und der Torsionssteifigkeit auf unter 6 % im Vergleich zum intakten Dens axis.

Die Aussagekraft und Reproduzierbarkeit der genannten Studien sind jedoch mangelhaft.

Graziano et al. [102] führten die Testungen an tiefgefrorenen C1-C2 Abschnitten unter Erhalt der Weichteile und der ligamentären Verbindungen durch. Die Ligg. alaria, welche hauptsächlich an der Kraftübertragung auf den Dens beteiligt sind, wurden jedoch entfernt. Somit wurde das Drehmoment weder direkt auf den Zahnfortsatz noch auf die Schrauben, sondern hauptsächlich auf die erhaltenen Bänder des atlanto-axialen Gelenks übertragen. Die KMD als Einflussfaktor wurde zwar berücksichtigt, die Berechnungen waren jedoch wenig aussagekräftig.

Auch Sasso et al. [101] führten rein statische Testungen ohne einen Vergleich der Steifigkeiten bei axialer Rotation durch. Faktoren wie das Patientenalter und die KMD der Knochenproben wurden nicht berücksichtigt. Es wurde die Bruchlast, d.h. das Versagen der Osteosynthese aufgrund des Versagens der Schraube, getestet. Diese Komplikation ist auf die verwendete Schraube und deren Lage innerhalb des Knochens zurückzuführen. Es

konnte jedoch kein aussagekräftiger Vergleich der beiden Verfahren im Hinblick auf die Stabilität der Osteosynthese getroffen werden.

McBride et al. [103] verwendeten zehn fixierte und nur zwei frische Knochenproben. Dieses führte zu unterschiedlichen Materialeigenschaften der Knochenproben innerhalb der Versuchsreihe. Die Verwendung verschiedener Schrauben, nämlich zwei 3,5 mm Kortikalisschrauben und einer 4,5 mm Herbert Schraube, erlaubte keinen direkten Vergleich der Osteosynthesetechniken, da sich die Schrauben durch unterschiedliche Kompressionseigenschaften und in ihrem Durchmesser unterschieden. Auch in dieser Studie wurde der KMD keine Bedeutung beigemessen.

Die Versuchsreihe von Feng et al. [98] diente als Vorlage für die Durchführung dieser Studie. Es wurden die Schubsteifigkeiten sowie die Rotationssteifigkeiten verglichen, die jedoch nicht den physiologischen postoperativen Bedingungen entsprachen, da sie ebenso wie in den Studien von Graziano et al., Sasso et al. und McBride et al. nur statische Testungen beinhalteten.

4.2 Eigenes Studiendesign im Vergleich zur bisherigen Forschungslage

Das Ziel dieser Studie war die Erweiterung der bislang gewonnenen Erkenntnisse über den Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der Osteosyntheseverfahren bei Typ II Densfrakturen mit einer und mit zwei Schrauben anhand von repetitiven axialen Rotationsbelastungen, die den Bewegungen der Halswirbelsäule während des postoperativen Heilungszeitraumes entsprechen.

Entscheidend für die Frakturheilung ist die postoperative Ruhigstellung der ventral verschraubten Typ II Densfraktur. Diese erfolgt in der Klinik für Neurochirurgie mit einer Zervikalorthese (Miami J Collar) für sechs Wochen. Dadurch sollen kleinste Bewegungen der Frakturfragmente verhindert und so der knöcherne Durchbau des Frakturspaltes verbessert werden. Dennoch erlaubt die Orthese keine vollständige Ruhigstellung, sodass axiale Rotationsbewegungen bis zu einer ROM von 48,2° im täglichen Alltag möglich sind. Unter dem Aspekt dieser physiologischen Voraussetzungen wurde das Studiendesign entwickelt. Insbesondere der Vergleich der Stabilität zwischen der Ein-Schrauben-Osteosynthese und der Zwei-Schrauben-Osteosynthese, der anhand der Rotationssteifigkeiten primär und nach Dauersteifigkeitstestung untersucht werden sollte, stand im Fokus. Des Weiteren wurde die bleibende Verformung des

Osteosyntheseverbundes, d.h. der kumulierte Schaden über die Dauersteifigkeitstestung hinweg, erfasst. Auch eventuelle Einflussfaktoren wie KMD, Alter und Geschlecht, Schraubenlänge und Densdurchmesser wurden berücksichtigt.

4.2.1 Auswahl der Schrauben

Da die Persistenz des Frakturspaltes ≥ 2 mm eine zentrale Rolle bei der Entstehung eines Falschgelenks spielt, ist die adäquate Kompression der Knochenfragmente außerordentlich wichtig. Um diese zu erreichen, ist die Wahl der Schraube für die ventrale Verschraubung von besonderer Bedeutung. Bislang gibt es keine standardisierte Empfehlung für die Wahl der korrekten Schraube für die ventrale Versorgung von Typ II Densfrakturen. Der Vergleich der Osteosynthesetechnik mit einer oder mit zwei Schrauben wird dadurch ebenfalls erschwert.

In der Literatur finden sich unterschiedliche Angaben in Bezug auf die verwendete Art der Schrauben. Die genannten Schrauben unterscheiden sich in Durchmesser, Gewinde und Kompressionseigenschaften. Die Durchmesser der verwendeten Schrauben reichen von 2,7 mm [104], 3,5 mm [1, 4, 74, 79, 82, 85], 4,0 mm [5, 83, 105] bis 4,5 mm [80]. Es werden Zugschrauben [25, 75, 92], Kortikalisschrauben [82, 104], Spongiosaschrauben [78, 83], Herbert [80] oder Knöringer doppelt gewundene Schrauben [30], Schrauben mit Teil- [1, 5] und Vollgewinde [4, 79], selbstschneidende [74, 85, 104] oder nicht-selbstschneidende [105] sowie kanülierte [26, 78, 105] Schrauben genannt. Des Weiteren besteht die Wahl zwischen Edelstahl-Schrauben oder MRT-kompatiblen Schrauben aus Titan [105].

Knöringer et al. [106] beschreiben den Vorteil doppelt gewundener Zugschrauben ohne Kopf zur optimalen Kompression der Frakturfragmente (Abb. 20). Schrauben aus Titan werden gegenüber denen aus Stahl bevorzugt, da dieses Material besser gewebeverträglich ist, einen besseren Halt bietet und zudem MRT kompatibel ist.

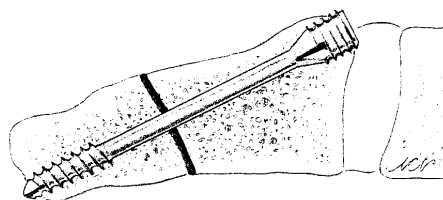


Abb. 20 Bikortikale Kompressionsschraube [106]

Unterstützt wird diese Annahme durch die biomechanischen Untersuchungen von Magee et al. [107], in deren Studie die komplett gewundenen Schrauben im Vergleich zu den partiell gewundenen Spongiosa-Schrauben sowohl eine größere Steifigkeit besaßen als auch stabiler gegenüber der Bruchlast waren. Auch Chang et al. [73] befürworteten die Verwendung der doppelt gewundenen Kompressionschrauben, um eine bestmögliche knöcherne Fusion zu erreichen. Weiterhin hielten die Autoren einen Schraubendurchmesser von 3.0 mm für optimal. In einer radiologischen Studie zu den anatomischen Verhältnissen des Dens axis wird empfohlen, dass bei der Verwendung von nur einer Schraube sich deren Durchmesser so gut wie möglich dem durchschnittlichen inneren Densdurchmesser von $6,5 \pm 1,9$ mm annähern sollte [108].

Kanülierte Schrauben bieten zusätzlich den Vorteil der exakten Positionierung der Schraube mit Hilfe des K-Drahtes, welcher zugleich das distale Knochenfragment fixiert und die Möglichkeit zur intraoperativen Umpositionierung bietet [70].

Die in dieser Studie eingesetzte Schraube (Königsee Implantate GmbH, Königsee Deutschland) wird in der Klinik für Neurochirurgie in Lübeck standardisiert für die ventrale Verschraubungstechnik bei Typ II Frakturen des Dens axis angewendet. Es handelt sich um eine kanülierte, doppelt gewundene, selbstschneidende, selbstbohrende bikortikale Frakturkompressionsschraube ohne Kopf aus Titan.

4.3 Interpretation der Ergebnisse

4.3.1 Vergleich der abhängigen Variablen Amplitude und Drift

Es zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1s und 2s bei dem Vergleich der Parameter Amplitude der 1. Haltephase ($p = 0,041$) und der Amplitude der 78. Haltephase ($p = 0,041$).

Die Amplitude der ersten Haltephase entspricht der primären Rotationssteifigkeit des Osteosyntheseverbundes, also der Ausgangssituation.

Anhand der Analyse der Mediane zeigte sich, dass die Knochenproben der Gruppe 1s eine primäre Rotationssteifigkeit von nur 53,4 % der Rotationssteifigkeit der Gruppe 2s aufwiesen. Die Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung (Amplitude der 78.HP) der Gruppe 1s betrug noch 40,4 % der Rotationssteifigkeit der Gruppe 2s. Die Knochenproben der Gruppe 2s hatten somit eine um 87,2 % größere primäre Rotationssteifigkeit und eine 2,5fach größere Rotationssteifigkeit nach

Dauersteifigkeitstestung als die der Gruppe 1s (Diagramm 16). Anzumerken ist, dass weder durch die Verwendung einer noch durch zwei Schrauben die ursprüngliche Festigkeit des Zahnfortsatzes wiederhergestellt wird. Diese liegt nach Verschraubung bei ca. 50 % der Festigkeit im Vergleich zum intakten Knochen [101].

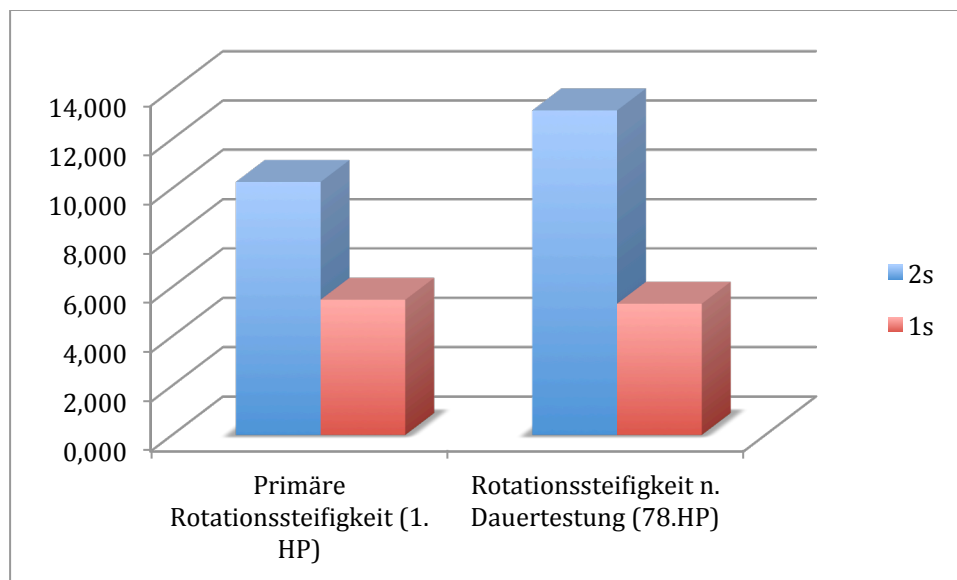


Diagramm 16: Vergleich 1s vs. 2s, primäre Rotationssteifigkeit und Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung

Beim Vergleich der primären Rotationssteifigkeiten (Amplitude 1. HP) mit denen nach Dauerbelastung (Amplitude 78. HP) zeigte sich, dass in der Gruppe 2s die Amplitude kleiner wurde. Dieses bedeutet, dass der Grad an Bewegung der Knochenfragmente zueinander geringer wurde bzw. der Osteosyntheseverbund an Steifigkeit gewann. Es zeigte sich eine Zunahme der Rotationssteifigkeit um 28,3 % nach Abschluss der Dauerbelastung.

Im Gegensatz dazu zeigte sich in der Gruppe 1s eine Zunahme der Amplitude. Der Grad an Bewegung der Knochenfragmente zueinander wurde also mehr. Demnach verlor der Osteosyntheseverbund an Steifigkeit. Die Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung entsprach noch 97,1 % der primären Rotationssteifigkeit.

Es kommt während der auf den Knochen ausgeübten axialen Rotationsbewegungen zu einer Rotation des distalen Knochenfragmentes um die Schrauben. Da im Falle von zwei verwendeten Schrauben diese nicht parallel, sondern in einem Winkel von 10° zueinander eingebracht sind, rotiert das Fragment minimal um die Schrauben, kann sich aber

möglicherweise nicht mehr zurückdrehen. Dieses könnte die Zunahme der Steifigkeit in der Gruppe 2s erklären. Im Gegensatz dazu ermöglicht eine einzelne Schraube repetitive Rotationen in beide Richtungen, was die Abnahme der Steifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung erklären könnte, da es zu keinem Festziehen der Knochenfragmente um die Schraube kommt.

Die Analyse der bleibenden Verformung der Osteosynthese, welche den kumulierten Schaden der Osteosynthese über die Dauersteifigkeitstestung hinweg beschreibt, ergab keinen signifikanten Unterschied. Dennoch zeigte sich, dass dieser Schaden um 19,4 % größer bei denjenigen Knochenproben war, die mit zwei Schrauben versorgt wurden.

Auch diese Zunahme der bleibenden Verformung, also der Verschiebung der Knochenfragmente zueinander im Verlauf, lässt sich eventuell durch das Festziehen des distalen Knochenfragmentes um die Schrauben erklären. Das distale Fragment dreht sich um die beiden Schrauben fest, wodurch es zu einer Zunahme des Drifts kommt, da sich das Frakturfragment nicht wieder in die Ausgangsposition zurückdreht.

Entgegen bisher gewonnener Ergebnisse der statischen biomechanischen Testungen [98, 101-103] konnten wir anhand der repetitiven biomechanischen Testungen einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Ein-Schrauben-Osteosynthese und der Zwei-Schrauben-Osteosynthese nachweisen, nämlich anhand der primären Rotationssteifigkeiten und der nach repetitiver Dauersteifigkeitstestung. Unsere Ergebnisse belegen einen statistisch signifikanten Vorteil der Zwei-Schrauben-Osteosynthese. Die Effektstärkenberechnung ergab eine Effektstärke von 3,538 und eine Power ($1 - \beta$) von 1 für den Vergleich der primären Rotationssteifigkeit. Diese Werte unterstützen die Annahme bezüglich der Überlegenheit der Zwei-Schrauben-Osteosynthese und weisen auf einen starken klinischen Effekt im Sinne eines Vorteiles gegenüber der Ein-Schrauben-Osteosynthese hin.

Aus klinischer Sicht beurteilten auch Dailey et al. [8] die Zwei-Schrauben-Osteosynthese als statistisch signifikant überlegen. Sie fanden deutlich höhere Raten einer knöchernen Fusion bei denjenigen Patienten, die mit zwei Schrauben versorgt wurden. Allerdings wurden die Patienten in dieser Studie nicht randomisiert in die Gruppen verteilt, sodass Patienten mit einem größeren Densdurchmesser mit zwei Schrauben stabilisiert wurden und trotzdem eine genügend große Knochenoberfläche im Frakturspalt aufwiesen, wobei Patienten mit einem geringeren Densdurchmesser nur eine Schraube erhielten. Es lässt sich also nicht klar evaluieren, welche Osteosynthesetechnik von Vorteil ist, da kein direkter Vergleich der Gruppen erfolgte.

Im Widerspruch dazu stehen die Ergebnisse der klinischen Studie von Jenkins et al. [1]. Sie verglichen retrospektive Daten von 42 Patienten mit Typ II Densfrakturen, die mit einer oder zwei Schrauben stabilisiert wurden. Die Entscheidung für die Anzahl der Schrauben traf der entsprechende Operateur. Er orientierte sich zumeist an der Densgröße und der intraoperativen Möglichkeit, eine zweite Schraube einzubringen. Es fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied im Hinblick auf die Non-Union bzw. die Fusionsraten. Die Fusionsrate wurde anhand der postoperativen Bildgebung im Verlauf beurteilt.

Sowohl Aebi et al. [83] als auch Apfelbaum et al. [5] setzen eine zweite Schraube zur reinen Stabilisierung ein, da lediglich die erste Schraube für den Zugeffekt auf den Knochenspalt verantwortlich sei. Dieser stabilisierende Effekt spielt eine wichtige Rolle zur Verminderung von Mikrobewegungen der Knochenfragmente. Dies ließ sich anhand unserer Ergebnisse bestätigen.

Doch auch Apfelbaum et al. [5] fanden keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Osteosynthese mit einer oder mit zwei Schrauben in Bezug auf die Fusionsraten. Auch hier wird der Densdurchmesser als limitierender Faktor für die Verwendung von zwei Schrauben genannt.

Aufgrund der bildmorphologischen Befunde empfehlen Mayer et al. [93] ebenfalls die Verwendung von zwei Schrauben. Im Gegensatz zu den Ergebnissen, die eine Korrelation zwischen Knochenoberfläche und Fusionsrate belegten, fanden sie in ihrer radiologischen Studie eine höhere Rate knöchernen Durchbaus bei der Verwendung von zwei Schrauben, obwohl es bei der Verwendung von zwei Schrauben zu einer Reduktion der Knochenoberfläche im Frakturspalt kommt. Diese Ergebnisse unterstützen die Annahme, dass die Fusionsrate der Frakturfragmente von den Mikrobewegungen im Frakturspalt abhängig ist, welche durch das Einbringen einer zweiten Schraube verhindert werden sollen.

4.3.2 Einfluss der unabhängigen Variablen

KMD

Es ist bekannt, dass es mit zunehmendem Alter zu einer Abnahme der KMD kommt, wobei Frauen häufiger betroffen zu sein scheinen [109]. Die Bedeutung der Knochenmineraldichte bei der Heilung von Frakturen des Zahnfortsatzes ist jedoch fraglich. Das Ziel der ventralen Verschraubung ist die Verankerung des Schraubengewindes in der Kortikalis, wobei die von der Osteoporose betroffene Spongiosa

keine Rolle für die Kompression der Knochenfragmente zu spielen scheint [30]. Osti et al. [110] erkannten eine statistisch signifikante Korrelation zwischen osteoporotisch verändertem Knochen und der Fusionsrate nach operativer Versorgung des Dens axis. Unter physiologischen Bewegungen der HWS können aufgrund des osteoporotischen Knochens mit einer geringen KMD kegelförmige Abtragungen um den Schraubenschaft entstehen. So kann es zu einer fehlenden Verankerung der Schraube im Knochen und damit zur erleichterten Bewegung und einer geringeren Kompression der Knochenfragmente kommen [110]. Auch Montesano et al. [84] und Mazur et al. [92] sahen einen Zusammenhang zwischen dem Schraubenhalt und der Knochenqualität. Beide Autoren postulierten, dass der osteoporotische Knochen nicht genügend Halt für die Schraube bietet und somit zu einer geringeren Stabilität des Osteosyntheseverbundes führt. Eysel et al. [111] und Halvorson et al. [112] beschreiben eine Korrelation der KMD der Spongiosa von lumbalen Wirbelkörpern mit der Ausbruchkraft der Schraube. Beide fanden, dass eine geringe KMD einen negativen Einfluss auf die Stabilität des Schrauben-Knochen-Verbundes hat. Jedoch zeigten Weishaupt et al. [113], dass die zervikalen Wirbelkörper C2 und C5 eine statistisch signifikant höhere KMD im Vergleich zur lumbalen Wirbelsäule aufweisen. In der Studie konnte kein Unterschied der zervikalen KMD zwischen den männlichen und weiblichen Probanden festgestellt werden, allerdings betrug das Durchschnittsalter nur 30 Jahre.

Feng et al. [98] hingegen fanden in ihrer Versuchsreihe keinen signifikanten Einfluss der KMD auf die Knochensteifigkeiten nach Osteosynthese mit einer oder zwei Schrauben.

Unsere Ergebnisse geben keinen Hinweis auf eine Korrelation zwischen der KMD und der Rotationssteifigkeit oder der bleibenden Verformung.

Alter

Die Fraktur des Zahnfortsatzes ist die häufigste Fraktur der Halswirbelsäule der über 70jährigen [7]. Daher ist auch die Rolle des Alters in Hinblick auf den Therapieerfolg der ventral verschraubten Densfrakturen vom Typ II von Interesse.

Viele Autoren postulieren, dass die ventrale Operationstechnik ein geeignetes Therapieverfahren bei Typ II Densfrakturen für Patienten über 65 Jahre darstellt [9, 27, 34, 85, 114]. Es gibt allerdings auch kritische Meinungen. So unterstützen Harrop et al. zwar diese Erkenntnisse, halten aber kritisch fest, dass eine ausgeprägte Verminderung der KMD eine Schraubenfixierung unmöglich machen kann [67, 81].

Fountas et al. [26] und Cho et al. [32] fanden keine Korrelation zwischen der Fusionsrate und dem Patientenalter. Börm et al. verglichen Patienten über oder unter 70 Jahren nach ventraler Verschraubung bei Typ II Densfrakturen mit zwei Schrauben. Es zeigte sich kein Einfluss des Alters auf das klinische Outcome [30]. Platzer et al. dagegen fanden einen statistisch signifikanten Unterschied in der Fusionsrate bei Patienten unter oder über 65 Jahren zum Nachteil der älteren Patientengruppe [4].

In der vorgelegten Arbeit konnte ebenfalls keine Korrelation zwischen dem Knochenalter und der Rotationssteifigkeit oder der bleibenden Verformung der Osteosynthese nachgewiesen werden.

Geschlecht

Ein weiterer eventueller Einflussfaktor auf die Stabilität der Osteosynthese ist das Geschlecht der versorgten Patienten. Entgegen bisheriger Erkenntnisse [26, 43] fanden wir eine statistisch signifikante Korrelation zwischen dem Geschlecht und der Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung (78. HP) (Diagramm 17). Die weiblichen Knochenproben wiesen eine Rotationsteifigkeit nach Dauerbelastung von nur 41,3 % im Vergleich zu den männlichen Knochenproben auf. Das bedeutet, dass die männlichen Knochenproben nach Dauerbelastung um das 2,4fache rotationssteifer als die weiblichen Proben waren, ohne dass sich die KMD der Geschlechter statistisch signifikant unterschied. Auch Kiene et al. [115] fand bei der dynamischen Testung des Ellenbogengelenkes in seinen Ergebnissen eine geringere Dauerfestigkeit der weiblichen Knochenproben unabhängig von der KMD.

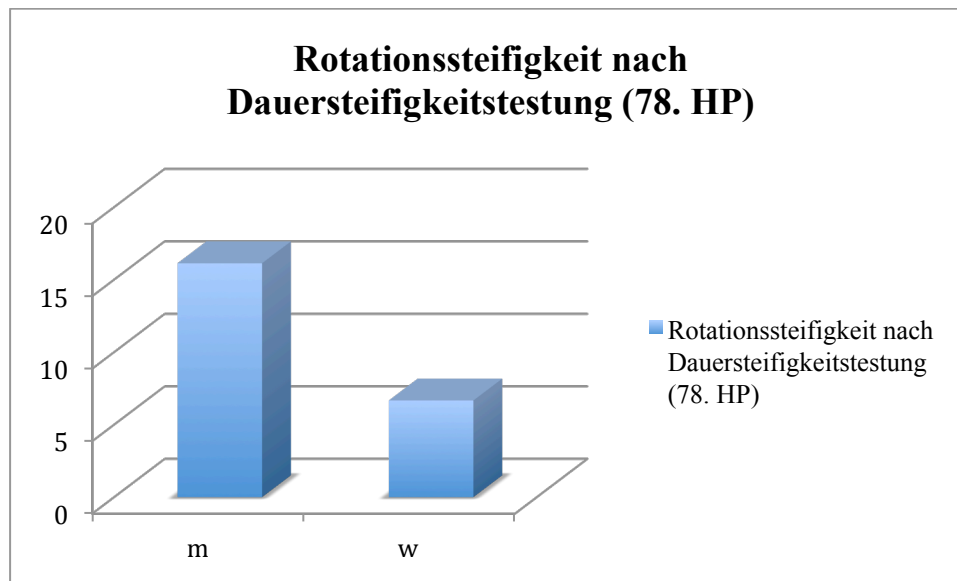


Diagramm 17: Vergleich männlicher und weiblicher Proben, Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung

Densdurchmesser

Der Densdurchmesser spielt eine entscheidende Rolle für die Wahl der Verwendung von einer oder von zwei Schrauben für die Osteosynthese der Typ II Densfraktur, auch bei der klinischen Anwendung [5, 84, 92].

Für das Einbringen von zwei 3,5 mm Schrauben wiesen Nucci et al. [95] einen minimal benötigten äußeren Densdurchmesser von neun Millimetern nach. Unter diesen Umständen wären beide Schrauben in die innere Kortikalis gewunden, ohne diese zu durchbrechen. Würde die innere Kortikalis eingeschnitten, wäre es bei 95 % der Patienten möglich, zwei 3,5 mm Schrauben einzubringen. Daher et al. [96] fanden in einer neueren Studie ähnliche Werte und wiesen darauf hin, dass es bei lediglich 6 % der Patienten möglich war, zwei 3,5 mm Schrauben zu verwenden, ohne die innere Kortikalis einzuschneiden. Zusätzlich stellten sie fest, dass es keine geschlechterspezifischen Unterschiede der Densdurchmesser gab. Somit stellt ein äußerer Densdurchmesser unter neun Millimeter einen limitierenden Faktor für die Verwendung von zwei Schrauben dar.

Der äußere Densdurchmesser in der vorgelegten Studie lag bei $11,3 \pm 1,56$ mm. Es sollte untersucht werden, ob es eine Korrelation zwischen dem Densdurchmesser und den Parametern zur Bestimmung der Osteosynthesestabilität gab. Eine solche Korrelation konnte jedoch nicht nachgewiesen werden.

4.4 Kritikpunkte der Studie

Ein Kritikpunkt an der vorliegenden Studie ist die geringe Fallzahl. Aus dem geringen Probenumfang ergaben sich Schwierigkeiten bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse. In der vorgesehenen Zeit konnten nur 12 verwendbare Knochenproben für die biomechanischen Testungen gesammelt werden. Insofern sind die Ergebnisse, wenn auch statistisch signifikant, nur repräsentativ für eine kleine Population. Die Berechnung der benötigten Probengröße für die Erreichung eines statistisch signifikanten Ergebnisses waren 410 Proben pro Gruppe für den Vergleich des Drifts. Für den Vergleich der primären Rotationssteifigkeit mit der Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung wurden 800 Proben pro Gruppe für das gesamte Kollektiv errechnet, 418 Proben pro Gruppe für den Vergleich innerhalb der Gruppe 1s und 1644 für den Vergleich innerhalb der Gruppe 2s. Diese Zahlen sind in einem prospektiven Studiendesign für diese Fragestellungen nicht zu erreichen. Auch die vorherigen biomechanischen Studien konnten ihre Ergebnisse kaum an einer größeren Kohorte belegen.

Es wurde kein Laser zum genauen Positionieren des Axis in dem flüssigen Harz verwendet, so dass sich eventuelle Ungenauigkeiten beim Einbetten der präparierten C2 Proben ergaben. Eine einheitliche exakte Lage des Axis konnte so nicht garantiert werden. Aufgrund der Messschwäche des DW Sensors, der nur bis $0,036^\circ$ genau zu messen vermag, konnten kleinere Bewegungen der Frakturfragmente zueinander nicht nachgewiesen werden. Durch das Einfrieren und Wiederauftauen der Knochenproben kann es zu Veränderungen der physiologischen Materialeigenschaften des Knochens gekommen sein. Auch während der Dauersteifigkeitstestung, die 16 Stunden dauerte, kann es zu einem Austrocknen und somit zu eventuellen Änderungen der Knocheneigenschaften gekommen sein, auch wenn die Proben stets feucht gehalten wurden, um dieses Austrocknen zu verhindern.

Die Anzahl der Schrauben wurde in der Studie randomisiert zugeteilt, unabhängig vom Durchmesser des Dens axis. Hingegen wird im klinischen Alltag die Entscheidung für die Anzahl der Schrauben individuell, meist intraoperativ anhand des Densdurchmessers, getroffen. Durch die randomisierte Zuteilung in dieser Studie kam es zur Versorgung einiger Knochenproben mit nur einer Schraube, obwohl sie aufgrund ihrer geometrischen Eigenschaften zwei Schrauben hätten aufnehmen können.

Letztendlich bleibt die Tatsache, dass es sich bei den Versuchen um eine *in vitro* Simulation gehandelt hat, welche die *in vivo* Situation nicht exakt simulieren kann.

4.5 Schlussfolgerung

Bereits die primäre Rotationssteifigkeit der Zwei-Schrauben-Osteosynthese war um 87,2 % größer als die der Ein-Schrauben-Osteosynthese.

Nach Dauersteifigkeitstestung entsprach die Rotationssteifigkeit der mit einer Schraube versorgten Proben noch 40,4 %, verglichen mit den Knochenproben, die zwei Schrauben enthielten. Die Zwei-Schrauben-Osteosynthese war somit 2,5fach steifer nach Dauerbelastung.

Die Zwei-Schrauben-Osteosynthese war der Ein-Schrauben-Osteosynthese nicht nur statistisch signifikant überlegen, sie gewann sogar um 28,3 % an Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung, wohingegen die Rotationssteifigkeit der Ein-Schrauben-Osteosynthese abnahm. Hinzu kam, dass es bei einer Probe, die mit nur einer Schraube versorgt wurde, zu einem frühzeitigen Versuchsabbruch aufgrund überschießender Bewegungen der Frakturfragmente kam.

Die bleibende Verformung war in der Gruppe der mit zwei Schrauben versorgten Knochenproben größer als in der Gruppe der mit einer Schraube versorgten Proben. Auch wenn dieser Unterschied nicht statistisch signifikant war, muss darüber diskutiert werden, ob anhand dieses Parameters eine Aussage über die Stabilität des Osteosyntheseverbundes getätigt werden kann. Bisher gibt es keine Studien zum Vergleich dieses Ergebnisses. Unsere Ergebnisse zeigen, dass weibliche Knochen eine geringere Dauerfestigkeit aufweisen als männliche Knochen, ohne dass sich die KMD der Geschlechter statistisch signifikant unterscheidet. Aufgrund der schlechten Studienlage zu diesem Thema besteht auch hier Bedarf für weitere Nachforschungen.

Als limitierender Faktor für die Zwei-Schrauben-Osteosynthese steht vor allem der Densdurchmesser im Vordergrund. Die Ergebnisse der Studie favorisieren im Kontext mit mehreren publizierten Studien die Verwendung von zwei Schrauben für die ventrale Verschraubung von Typ II Densfrakturen, sofern es die geometrischen Eigenschaften des Zahnfortsatzes erlauben [4, 8, 29, 65, 80, 82, 92, 93].

V. Zusammenfassung

Frakturen des Dens axis machen 1-2 % aller Wirbelsäulenfrakturen und 60 % der Frakturen des Axis aus. Die Klassifikation der Densfrakturen erfolgt nach Anderson und D'Alonzo. Die Typ II Fraktur ist demnach der häufigste Frakturtyp und äußerst instabil. Die Wahrscheinlichkeit der Ausbildung einer Pseudarthrose ist hoch. Die ventrale Verschraubung der Typ II Densfrakturen bietet den besten Therapieansatz zur Stabilisierung der Fraktur unter Erhalt der zervikalen Rotation. Die klinische Studienlage bezüglich des Vergleichs der ventralen Osteosyntheseverfahren ist gering. Es finden sich Befürworter für die Verwendung von einer oder von zwei Schrauben für die ventrale Osteosynthese, sodass bislang keine eindeutige Empfehlung gegeben werden konnte. Biomechanische Testungen unter statischen Bedingungen fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Verfahren heraus. Das Ziel dieser Studie war es, einen möglichen Vorteil der Zwei-Schrauben-Osteosynthese durch repetitive biomechanische Steifigkeitstestungen zu bewerten.

In der Studie wurden 12 frische C2 Knochenproben verwendet, die randomisiert in zwei Gruppen eingeteilt und operativ mit einer oder zwei Schrauben versehen wurden. Es wurden die primäre Rotationssteifigkeit, die Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung und die bleibenden Verformung über die Dauerbelastung hinweg sowie der Einfluss von unabhängigen Faktoren wie KMD, Alter, Geschlecht und Densdurchmesser verglichen. Auf jede Knochenprobe wurde während der 111.000 axialen Rotationsbewegungen ein Drehmoment von 0,04 Nm ausgeübt. Dieses entsprach den physiologischen Bedingungen des atlanto-axialen Gelenks während des theoretischen postoperativen Heilungszeitraumes von sechs Wochen.

Die statistische Auswertung zeigte, dass die Zwei-Schrauben-Osteosynthese der Ein-Schrauben-Osteosynthese im Hinblick auf die primäre Rotationssteifigkeit und die Rotationssteifigkeit nach Dauertestung statistisch signifikant überlegen war. Die Rotationssteifigkeit nach Dauertestung nahm in der Gruppe der mit zwei Schrauben versorgten Knochenproben sogar zu, bei der Gruppe der mit nur einer Schraube versorgten Proben nahm sie hingegen ab. Weiterhin ließ sich eine Korrelation zwischen dem Geschlecht und der Rotationssteifigkeit nach Dauersteifigkeitstestung nachweisen. Diese belegte, dass die weiblichen Knochenproben, unabhängig von der Anzahl der verwendeten

Schrauben und der Knochenmineraldichte, eine geringere Dauerfestigkeit aufwiesen. Die Faktoren Alter, KMD und Densdurchmesser hatten keinen Einfluss auf den Osteosyntheseverbund.

Das Ergebnis der vorliegenden Studie ist eine Empfehlung zur Verwendung von zwei Schrauben für die ventrale Verschraubung der Typ II Densfraktur, wenn es die geometrischen Knocheneigenschaften zulassen.

VI. Literaturverzeichnis

1. Jenkins, J.D., Coric, D., and Branch Jr, C.L. (1998) A clinical comparison of one- and two-screw odontoid fixation. *Journal of Neurosurgery* **89**: 366-370
2. Goldberg, W., Mueller, C., Panacek, E., Tigges, S., Hoffmann, J.R., Mower, W.R. (2001) Distribution and patterns of blunt traumatic cervical spine injury. *Annals of Emergency Medicine* **38**:17-21
3. Pepin, J., Bourne, R., Hawkins, R. (1985) Odontoid fractures, with special reference to the elderly patient. *Clinical Orthopaedics and Related Research* **193**: 178-183
4. Platzer, P., Thalhammer, G., Ostermann, R., Wieland, T. Vécsei, V., Gaebler, C. (2007) Anterior screw fixation of odontoid fractures comparing younger and elderly patients. *Spine* **32**:1714-1720
5. Apfelbaum, R.I., Lonser, R.R., Veres, R., Casey, A. (2000) Direct anterior screw fixation for recent and remote odontoid fractures. *Journal of Neurosurgery: Spine* **93**: 227-236
6. Clark, C.R., White 3rd, A. (1985) Fractures of the dens. A multicenter study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* **67**: 1340-1348.
7. Ryan, M., Henderson, J. (1992) The epidemiology of fractures and fracture-dislocations of the cervical spine. *Injury* **23**: 38-40
8. Dailey, A.T., Hart, D., Finn, M.A., Schmidt, M.H., Apfelbaum, R.I. (2010) Anterior fixation of odontoid fractures in an elderly population. *Journal of Neurosurgery: Spine* **12**: 1-8
9. Collins, I., Min, W.K. (2008) Anterior screw fixation of type II odontoid fractures in the elderly. *The Journal of Trauma* **65**: 1083-1087
10. Menezes, A.H., Traynelis, V.C. (2008) Anatomy and biomechanics of normal craniovertebral junction (a) and biomechanics of stabilization (b). *Child's Nervous System* **24**: 1091-1100
11. Schatzker, J., Rorabeck, C.H., Waddell, J.P. (1971) Fractures of the dens [odontoid process]: an analysis of thirty-seven cases. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* **53**: 392-405
12. Tubbs, R.S., Hallock, J.D., Radcliff, V., Naftel, R.P., Mortazavi, M., Shoja, M.M., Loukas, M., Cohen-Gadol, A.A. (2011) Ligaments of the craniocervical junction. *Journal of Neurosurgery: Spine* **14**: 697-709
13. Dvorak, J., Panjabi, M.M. (1987) Functional anatomy of the alar ligaments. *Spine* **12**: 183-189
14. Tubbs, R.S., Griessenauer, C.J., McDaniel, J.G., Burns, A.M., Kumbla, A., Cohen-Gadol, A.A. (2010) The transverse occipital ligament: anatomy and potential functional significance. *Neurosurgery* **66**: ons1-ons3
15. Tubbs, R.S., Salter, E.G., Oakes, W.J. (2004) The accessory atlantoaxial ligament. *Neurosurgery* **55**: 400-404
16. Anderson, L.D., D'Alonzo, R.T. (1974) Fractures of the odontoid process of the axis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* **56**: 1663-1674
17. Scott, E.W., Haid Jr, R.W., Peace, D. (1990) Type I fractures of the odontoid process: implications for atlanto-occipital instability. *Journal of Neurosurgery* **72**: 488-492

18. Greene, K.A., Dickman, C.A., Marciano, F.F., Drabier, J.B., Hadley, M.N., Sonntag, V.K.H. (1997) Acute axis fractures: analysis of management and outcome in 340 consecutive cases. *Spine* **22**: 1843-1852
19. Hadley, M.N., Browner, C., Sonntag, V.K.H. (1985) Axis fractures: a comprehensive review of management and treatment in 107 cases. *Neurosurgery* **17**: 281-290
20. Hadley, M.N., Browner, C.M., Liu, S.S., Sonntag, V.K.H. (1988) New subtype of acute odontoid fractures (type IIA). *Neurosurgery* **22**: 67-71
21. Grauer, J.N., et al., *Proposal of a modified, treatment-oriented classification of odontoid fractures*. The Spine Journal, 2005. **5**(2): p. 123-129.
22. Hadley, M.N., Dickman, C.A., Browner, C.M., Sonntag, V.K.H. (1989) Acute axis fractures: a review of 229 cases. *Journal of neurosurgery* **71**: 642-647
23. Pointillart, V., Lopez Orta, A., Freitas, J., Vital, JM, Senegas, J. (1994) Odontoid fractures. *European Spine Journal* **3**: 282-285
24. Govender, S., Maharaj, J., Haffajee, M. (2000) Fractures of the odontoid process: An angiographic and clinical study. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* **82**: 1143-1147
25. Hsu, W.K., Anderson, P.A. (2010) Odontoid fractures: update on management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* **18**: 383-394
26. Fountas, K.N., Kapsalaki, E.Z., Karampelas, I., Feltes, C.H., Dimopoulos, V.G., Machinis, T.G., Nikolakakos, L.G., Boev III, A.N., Choudhri, H., Smisson, H.F. (2005) Results of long-term follow-up in patients undergoing anterior screw fixation for type II and rostral type III odontoid fractures. *Spine* **30**: 661-669
27. Lennarson, P.J., Mostafavi, H., Traynelis, V.C., Walters, B.C. (2000) Management of type II dens fractures: a case-control study. *Spine* **25**: 1234-1237
28. Cho, D.C., Sung, J.K. (2012) Analysis of risk factors associated with fusion failure after anterior odontoid screw fixation. *Spine* **37**: 30-34
29. Geisler, F.H., Cheng, C., Poka, A., Brumback, R.J. (1989) Anterior screw fixation of posteriorly displaced type II odontoid fractures. *Neurosurgery* **25**: 30-38
30. Börm, W., Kast, E., Richter, H.P., Mohr, K. (2003) Anterior screw fixation in type II odontoid fractures: is there a difference in outcome between age groups? *Neurosurgery* **52**: 1089-1094
31. Chiba, K., Fujimura, Y., Toyama, Y., Takahata, T., Nakanishi, T., Hirabayashi, K. (1993) Anterior screw fixation for odontoid fracture: clinical results in 45 cases. *European Spine Journal* **2**: 76-81
32. Cho, D.C., Sung, J.K. (2012) Analysis of risk factors associated with fusion failure after anterior odontoid screw fixation. *Spine* **37**: p. 30-34
33. Kandziora, F., Schnake, K., Hoffmann, R. (2010) Operationsverfahren zur Stabilisierung der oberen Halswirbelsäule. *Der Unfallchirurg* **113**: 845-859
34. Agrillo, A., Russo, N., Marotta, N., Delfini, R. (2008) Treatment of remote type II axis fractures in the elderly: feasibility of anterior odontoid screw fixation. *Neurosurgery* **63**: 1145-1151
35. Koivikko, M., Kiuru, M.J., Koskinen, S.K., Myllynen, P., Santavirta, S., Kivisaari, L. (2004) Factors associated with nonunion in conservatively-treated type-II fractures of the odontoid process. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* **86**: 1146-1151
36. Räber, D., Münch, T., Morscher, E. (1996) Pseudarthrosis of the spine. *Der Orthopäde* **25**: 435-440

37. Schatzker, J., Rorabeck, C.H., Waddell, J.P. (1975) Non-union of the odontoid process: An experimental investigation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* **108**: 127-137
38. Crockard, H.A., Heilman, A.E., Stevens, J.M. (1993) Progressive myelopathy secondary to odontoid fractures: clinical, radiological, and surgical features. *Journal of Neurosurgery* **78**: 579-586
39. Moskovich, R., Crockard, V (1990) Myelopathy due to hypertrophic nonunion of the dens: case report. *The Journal of Trauma* **30**: 222-225
40. Amling, M., Hahn, M., Wening, V.J., Grote, H.J., Delling, G. (1994) The microarchitecture of the axis as the predisposing factor for fracture of the base of the odontoid process. A histomorphometric analysis of twenty-two autopsy specimens. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* **76**: 1840-1846
41. Amling, M., Pösl, M., Wening, V.J., Ritzel, H., Hahn, M., Delling, G. (1995) Structural heterogeneity within the axis: the main cause in the etiology of dens fractures. *Journal of Neurosurgery* **83**: 330-335
42. Blauth, M., Richter, M., Kiesewetter, B., Lange, U. (1999) Operative oder konservative Behandlung der Pseudarthrose des Dens axis Wie gefährlich ist es, eine Denspseudarthrose nicht zu stabilisieren? *Der Chirurg* **70**: 1225-1238
43. Korres, D., Stamos, K., Andreakos, A., Hardouvelis, C., Kouris, A. (1989) Fractures of the dens and risk of pseudarthrosis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* **108**: 373-376
44. Müller, E., Wick, M., Russe, O., Muhr, G. (1998) Unfallbedingte Pseudarthrosen des Dens axis. Ätiologie, Verlauf und Therapie. *Unfallchirurg* **101**: 750-754
45. Julien, T.D., Frankel, B., Traynelis, V.C., Ryken, T.C. (2000) Evidence-based analysis of odontoid fracture management. *Neurosurg Focus* **8**: 1-6
46. Bruns, W., von Salis-Soglio, G., Plitz, W. (2004) Zervikalstützen: Eine klinische und biomechanische Studie Cervical Collars: A Clinical and Biomechanical Study. *Z Orthop* **142**: 421-427
47. Miller, C.P., Bible, J.E., Jegede, K.A., Whang, P.G., Grauer, J.N. (2010) Soft and rigid collars provide similar restriction in cervical range of motion during fifteen activities of daily living. *Spine* **35**: 1271-1278
48. Althoff, B., Goldie, I. (1980) Cervical collars in rheumatoid atlanto-axial subluxation: a radiographic comparison. *Annals of the Rheumatic Diseases* **39**: 485-489
49. Pryputniewicz, D.M., Hadley, M.N. (2010) Axis fractures. *Neurosurgery* **66**: A68-A82
50. Sasso, R.C. (2001) C2 dens fractures: treatment options. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* **14**: 455-463
51. Maak, T.G., Grauer, J.N. (2006) The contemporary treatment of odontoid injuries. *Spine* **31**: S53-S60
52. Müller, E.J., Schwinnen, I., Fischer, K., Wick, M., Muhr, G. (2003) Non-rigid immobilisation of odontoid fractures. *European Spine Journal* **12**: 522-525.
53. Fuji, E., Kobayashi, K., Hirabayashi, K. (1988) Treatment in fractures of the odontoid process. *Spine*, **13**: 604-609
54. Pal, D., Sell, P., Grevitt, M. (2010) Type II odontoid fractures in the elderly: an evidence-based narrative review of management. *European Spine Journal* **20**: 1-10
55. Polin, R.S., Szabo, T., Bogaev, C.A., replegle, R.E., Jane, J.A. (1996) Nonoperative management of types II and III odontoid fractures: the Philadelphia collar versus the halo vest. *Neurosurgery* **38**: 450-457

56. Lind, B., Nordwall, A., Sihlbom, H. (1987) Odontoid fractures treated with halo-vest. *Spine* **12**: 173-177
57. Southwick, W., (1980) Management of fractures of the dens (odontoid process). *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* **62**: 482-486
58. Nourbakhsh, A., Shi, R., Vannemreddy, P., Nanda, A. (2009) Operative versus nonoperative management of acute odontoid Type II fractures: a meta-analysis. *Journal of Neurosurgery: Spine* **11**: 651-658
59. Andersson, S., Rodrigues, M., Olerud, C. (2000) Odontoid fractures: high complication rate associated with anterior screw fixation in the elderly. *European Spine Journal* **9**: 56-59.
60. Schoenfeld, A.J., Bono, C.M., Reichmann, W.M., Warholc, N., Wood, K.B., Loina, E., Katz, J.N., Harris, M.B. (2011) Type II odontoid fractures of the cervical spine: do treatment type and medical comorbidities affect mortality in elderly patients? *Spine* **36**: 879-885
61. White, A.P., hashimoto, R., Norvell, D.C., Vaccaro, A.R. (2010) Morbidity and mortality related to odontoid fracture surgery in the elderly population. *Spine* **35**: S146-157
62. Glaser, J.A., Whitehill, R., Stamp, W.G., Jane, J.A., (1986) Complications associated with the halo-vest. *Journal of Neurosurgery* **65**: 762-769
63. Majercik, S., Tashjian, R.Z., Biffl, W.L., Harrington, D.T., Cioffi, W.G. (2005) Halo vest immobilization in the elderly: a death sentence? *The Journal of Trauma* **59**: 350-357
64. Tashjian, R.Z., Majercik, S., Biffl, W.L., Palumbo, M.A., Cioffi, W.G. (2006) Halo-vest immobilization increases early morbidity and mortality in elderly odontoid fractures. *The Journal of Trauma* **60**: 199-203
65. Rao, G., Apfelbaum, R. I. (2005) Odontoid screw fixation for fresh and remote fractures. *Neurology India* **53**: 416-423
66. Bednar, D.A., Parikh, J., Hummel, J. (1995) Management of type II odontoid process fractures in geriatric patients; a prospective study of sequential cohorts with attention to survivorship. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* **8**: 166-169
67. Harrop, J.S., Hart, R., Anderson, P.A. (2010) Optimal treatment for odontoid fractures in the elderly. *Spine* **35**: S219-S227
68. Gallie, W., (1939) Fractures and dislocations of the cervical spine. *Amer J Surg* **46**: 495-499
69. Brooks, A.L., Jenkins, E. (1978) Atlanto-axial arthrodesis by the wedge compression method. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* **60**: 279-284
70. Dickman, C.A., Sonntag, V.K.H., Papadopoulos, S.M., Hadley, M.N. (1991) The interspinous method of posterior atlantoaxial arthrodesis. *Journal of Neurosurgery* **74**: 190-198
71. Jeanneret, B., Magerl, F. (1992) Primary posterior fusion C1/2 in odontoid fractures: indications, technique, and results of transarticular screw fixation. *Journal of Spinal Disorders* **5**: 464-475
72. Harms, J., Melcher, R.P. (2001) Posterior C1–C2 fusion with polyaxial screw and rod fixation. *Spine* **26**: 2467-2471
73. Chang, K.W., Liu, Y.W., Cheng, P.G., Chang, L., Suen, K.L., Chung, W.L., Chen, U.L., Liang, P.L. (1994) One Herbert double-threaded compression screw fixation of displaced type II odontoid fractures. *Journal of Spinal Disorders & Technique* **7**: 62-69

74. Henry, A., Bohly, J., Grosse, A. (1999) Fixation of odontoid fractures by an anterior screw. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* **81**: 472-477
75. Subach, B.R., Morone, M.A., Haid Jr, R.W., McLaughlin, M.R., Rodts, G.R., Comey, C.H. (1999) Management of acute odontoid fractures with single-screw anterior fixation. *Neurosurgery* **45**: 812-820
76. Koech, F., Ackland, H.M., Varma, D.K., Williams, O.D., Malham, G.M. (2008) Nonoperative management of type II odontoid fractures in the elderly. *Spine* **33**: 2881-2886
77. Nakanishi, T., Sasaki, T., Tokita, N., Hirabayashi (1982) Internal fixation for the odontoid fracture. *Orthop Trans* **6**: 176
78. Böhler, J., (1982) Anterior stabilization for acute fractures and non-unions of the dens. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* **64**: 18-27
79. Böhler, J., Poigenfürst, J., Gaudernak, T., Hintringer, W. (1990) Die Schraubenosteosynthese des Dens axis. *Operative Orthopädie und Traumatologie* **2**: 75-83
80. Esses, S.I., Bednar, D.A. (1991) Screw fixation of odontoid fractures and nonunions. *Spine* **16**: S483-S485
81. Harrop, J.S., Przybylski, G.J., Vaccaro, A.R., Yalamanchili, K. (2000) Efficacy of anterior odontoid screw fixation in elderly patients with type II odontoid fractures. *Neurosurg Focus* **8**: 1-4
82. Jeanneret, B., Vernet, O., Frei, S., Magerl, F. (1991) Atlantoaxial mobility after screw fixation of the odontoid: a computed tomographic study. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* **4**: 203-211
83. Aebi, M., Etter, C., Coscia, M. (1989) Fractures of the odontoid process. Treatment with anterior screw fixation. *Spine* **14**: 1065-1070
84. Montesano, P.X., Anderson, P.A., Schlehr, F., Thalgott, J.S., Lowrey, G. (1991) Odontoid fractures treated by anterior odontoid screw fixation. *Spine* **16**: S33-S37
85. Hou, Y., Yuan, W., Wang, X. (2011) Clinical evaluation of anterior screw fixation for elderly patients with type II odontoid fractures. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* **00**:1-7
86. Patel, A.A., Lendsey, R., Bessey, J.T., Chapmann, J., Rampersaud, R. (2010) Surgical treatment of unstable type II odontoid fractures in skeletally mature individuals. *Spine* **35**: S209-S218
87. Aebi, M. (2010) Surgical treatment of upper, middle and lower cervical injuries and non-unions by anterior procedures. *European Spine Journal* **19**: 33-39
88. Wilson, D.A., Fusco, D.J., Theodore, N. (2011) Delayed subarachnoid hemorrhage following failed odontoid screw fixation. *Journal of Neurosurgery: Spine* **14**: 1-4
89. Etter, C., Coscia, M., Jaberg, H., Aebi, M. (1991) Direct anterior fixation of dens fractures with a cannulated screw system. *Spine* **16**: S25-S32
90. Borne, G.M., Bedou, G.L., Pinaudeau, M., Cristino, G., Hussein, A. (1988) Odontoid process fracture osteosynthesis with a direct screw fixation technique in nine consecutive cases. *Journal of Neurosurgery* **68**: 223-226
91. Doherty, B.J., Heggeness, M.H. Esses, S.I. (1993) A biomechanical study of odontoid fractures and fracture fixation. *Spine* **18**: 178-184
92. Mazur, M.D., Mumert, M.L., Bisson, E.F., Schmidt, M.H. (2011) Avoiding pitfalls in anterior screw fixation for Type II odontoid fractures. *Neurosurgical Focus* **31**: 1-8
93. Mayer, M., Zenner, J., Auffahrt, A., Atzwanger, J., Romeder, F., Hitzl, W., Lederer, S., Resch, H., Koller, H. (2011) Efficacy of anterior odontoid screw

- fixation in the elderly patient: a CT-based biometrical analysis of odontoid fractures. *European Spine Journal* **20**: 1441-1449
94. Schaffler, M., Alson, M., Heller, J., Garfin, S. (1992) Morphology of the dens; a quantitative study. *Spine* **17**: 738-743
 95. Nucci, R.C., Seigal, S., Merola, A.A., Gorup, J., Mroczek, K.J., Dryer, J., Zipnick, R.I., Haher, T.R. (1995) Computed tomographic evaluation of the normal adult odontoid: Implications for internal fixation. *Spine* **20**: 264-270
 96. Daher, M.T., Daher, S., Nogueira-Barbosa, M.H., Defino, H.L.A. (2011) Computed tomographic evaluation of odontoid process: implications for anterior screw fixation of odontoid fractures in an adult population. *European Spine Journal* **20** : 1908-1914
 97. Gray, H., Lewis, W.H. (1918) Anatomy of the human body. 20. Aufl.: Fig. 87, 101. Lea & Febiger, Philadelphia
 98. Feng, G., Wendlandt, R., Spuck, S., Schulz, A.P. (2012) One-screw fixation provides similar stability to that of two-screw fixation for type II dens fractures. *Clin Orthop Relat Res* **470**: p. 2021-2028
 99. Zhang, S., Wortley, M., Clowers K., Krusenklous, J.H. (2005) Evaluation of efficacy and 3D kinematic characteristics of cervical orthoses. *Clinical Biomechanics* **20**: 264-269
 100. Cobian, D.G., Sterling, A.C., Anderson, P.A., Heiderscheit, B.C., (2009) Task specific frequencies of neck motion measured in healthy young adults over a 5 day period. *Spine* **34**: E202-E207
 101. Sasso, R., Doherty, B.J., Crawford, M.J., Heggeness, M.H. (1993) Biomechanics of odontoid fracture fixation: comparison of the one-and two-screw technique. *Spine* **18**: 1950-1953
 102. Graziano, G., Jaggars, C., Lee, M., Lynch, W. (1993) A comparative study of fixation techniques for type II fractures of the odontoid process. *Spine* **18**: 2383-2387
 103. McBride, A.D., Mukherjee, D.P., Kruse, R.N., Albright, J. A., McBride, A. (1995) Anterior screw fixation of type II odontoid fractures: A biomechanical study. *Spine* **20**: 1855-1860
 104. ElSaghir, H., Böhm, H. (2000) Anderson type II fracture of the odontoid process: results of anterior screw fixation. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* **13**: 527-530
 105. Shilpakar, S., McLaughlin, M.R., Haid Jr., R.W., Rodts Jr., G.E., Subach, B.R. (2000) Management of acute odontoid fractures: operative techniques and complication avoidance. *Neurosurgical Focus* **8**: 1-8
 106. Knöringer, P. (1992) Internal fixation of dens fractures by double-threaded screws. *Orthopedics and Traumatology* **1**: 231-245
 107. Magee, W., Hettwer, W., Badra, M., Bay, B., Hart, R. (2007) Biomechanical comparison of a fully threaded, variable pitch screw and a partially threaded lag screw for internal fixation of Type II dens fractures. *Spine* **32**: E475-E479
 108. Tun, K., Kaptanoglu, E., Cemil, B., Yorubulut, M., Karahan, S.T., Tekdemir, I. (2009) Anatomical study of axis for odontoid screw thickness, length, and angle. *European Spine Journal* **18**: 271-275
 109. Riggs, B.L., Wahner, H.W., Dunn, W.L., Mazness, R.B., Offord, K.P., Melton, L.J., 3rd (1981) Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging: relationship to spinal osteoporosis. *J Clin Invest* **67**: 328-35

110. Osti, M., Philipp, H., Meusburger, B., Benedetto, K.P. (2011) Analysis of failure following anterior screw fixation of Type II odontoid fractures in geriatric patients. *European Spine Journal* **20**: 1915-1920
111. Eysel, P., Schwitalle, M., Oberstein, A., Rompe, J.D., Hopf, C., Küllmer, K. (1998) Preoperative estimation of screw fixation strength in vertebral bodies. *Spine* **23**: 174-180
112. Halvorson, T.L., Kelley, L.A., Thomas, K.A., Whitecloud III, T.S., Cook, S.D. (1994) Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. *Spine* **19**: 2415-2420
113. Weishaupt, D., Schweitzer, M.E., DiCuccio, M.N., Whitley, P.E. (2001) Relationships of cervical, thoracic, and lumbar bone mineral density by quantitative CT. *Journal of Computer Assisted Tomography* **25**: 146-150
114. Omeis, I., Duggal, N., Rubano, J., Cerabona, F., Abrahams, J., Fink, M., Das, K. (2009) Surgical treatment of C2 fractures in the elderly: a multicenter retrospective analysis. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* **22**: 91-95
115. Kiene, J., Wendlandt, R., Heinritz, M., Schall, A., Schulz, A.P. (2013) A physiological dynamic testing machine for the elbow joint. *Open Orthop J* **7**: 78-85

VII. Anhang

7.1 Drehmoment auf den isolierten Dens axis:

Kraft (N) auf Dens bei X°:

Probe	15°	20°	25°	30°
1599	0,016	0,014	0,03	0,04
1601	0	0,04	0,068	
1603	0,02	0,036	0,05	
Mittelwert	0,012	0,03	0,05	0,04
Entspricht ROM von:	30°	40°	50°	60°
Mittelwert ROM 40°-50°	0,04			

7.2 Knochenproben und unabhängige Variablen:

PatID	Gruppe	Geschlecht	Alter	KMD Apex	KMD Basis	KMD C2 AI	Mean KMD	Path.veränd	Densdurchmesser	Schraubenlänge
1825	2s	w	94	968,54	303,31	525,77	599,21	nein	12,80	36
1832	2s	m	81	777,04	290,11	546,63	537,93	nein	13,60	44
1790	2s	m	88	770,42	201,2	486,91	486,18	nein	9,55	42
1861	2s	m	69	812,74	209,322	481,43	501,16	nein	14,00	40
1791	2s	w	93	412,16	113,86	302,71	276,24	nein	10,70	34
1793	2s	w	95	582,56	153,6	554,55	430,24	nein	9,20	40
1802	1s	m	80	1061,11	276,01	603,84	646,99	nein	10,10	42
1839	1s	w	94	566,65	216,07	600,27	461,00	nein	11,30	38
1813	1s	w	68	706,56	199,61	419,7	441,96	nein	11,10	40
1786	1s	m	81	583,52	190,82	394,39	389,58	nein	10,10	40
1855	1s	w	96	788	291,21	349,28	476,16	nein	11,20	38
1819	1s	w	72	782,29	285,29	241,77	436,45	nein	12,30	34
Mean			84,25	734,30	227,53	458,94	473,59		11,33	39,00
SD			10,53	179,53	61,10	117,88	95,98		1,55	3,13
Mean 1s			81,83	748,02	243,17	434,88	475,36		11,02	38,67
SD 1s			11,32	180,26	45,90	143,10	89,05		0,83	2,73
Mean 2s			86,67	720,58	211,90	483,00	471,83		11,64	39,33
SD 2s			10,09	194,84	74,30	93,29	111,04		2,10	3,72
1858	1s	m	66	1077,32	298,13	386,58	587,34	nein	11,90	40

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. V. Tronnier danke ich für die Ermöglichung, diese Arbeit an der Klinik für Neurochirurgie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus Lübeck, durchführen zu können.

Ich danke Herrn Privatdozent Dr.med. J. Gliemroth für die Überlassung des interessanten Themas und kompetente Unterstützung sowie Herrn Privatdozent Dr. med. A. P. Schulz aus der Klinik für Unfallchirurgie für das stetige Interesse an meiner Arbeit und die hilfreichen Tipps.

Ich möchte mich bei Dr. ing. R. Wendlandt für die geduldige Unterstützung bedanken. Auch wenn die Motivation nachließ oder die Gedanken sich nicht ordnen ließen, stand er mir immer hilfsbereit zur Seite. Herrn Dr. L. Schless danke ich für die ständige Ansprechbarkeit und die entgegengebrachte Hilfsbereitschaft.

Besonderer Dank gilt dem Labor für Biomechanik der Universität zu Lübeck für die Bereitstellung des benötigten Equipments und die Entwicklung des Teststands für die Versuchsreihe. Ich danke allen Mitarbeitern für die nette Gesellschaft und den ständigen Einsatz.

Herrn Prof. Dr. med. J. Westermann und Herrn Prof. Dr. rer. nat. L. Busch aus dem Institut für Anatomie der Universität zu Lübeck sei für die Bereitstellung der Proben gedankt. Ich bedanke mich bei Nadine Teletzky und Jana Maynicke für das sorgfältige Präparieren der benötigten Wirbelsäulenabschnitte.

Dr. med. R. Vontheim aus dem Institut für medizinische Biometrie und Statistik danke ich für Hilfestellungen bei der statistischen Fragestellung. Weiterhin gilt mein Dank Herrn Dr. med. F. Pahlke für die geduldige und zuverlässige Zusammenarbeit.

Der größte Dank gilt meinen Eltern. Nur durch ihre Unterstützung waren dieses Studium und die Anfertigung der Doktorarbeit überhaupt möglich. Sie standen mir stets zur Seite und gaben mir den benötigten Mut und Rückhalt.

Curriculum Vitae

Name: Insa Schneegans
Geburtsdatum: 27.09.1986



Ausbildungsweg:

Seit August 2013	Assistenzärztin, Klinik für Neurochirurgie, Unfallkrankenhaus Berlin
Juni 2013	2. Staatsexamen an der Universität zu Lübeck
2012	Praktisches Jahr
2010-2012	Medizinstudium an der Universität zu Lübeck
2009-2010	Medizinstudium an der Universidad de Cantabria
September 2008	1. Staatsexamen
2006-2009	Medizinstudium an der Universität zu Lübeck
Mai 2006	Abitur
2004-2006	Hermann -Böse-Gymnasium Bremen
2003-2004	Wilcox High school Santa Clara, Kalifornien
1997-2003	Kippenberg Gymnasium Bremen
1993-1997	Grundschule an der Gete Bremen

Wissenschaftlicher Werdegang:

2011 – 2014 Dissertation an der Universität zu Lübeck, Klinik für Neurochirurgie
Betreuer: PD Dr. med. Gliemroth

