

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie
und Physikalische Medizin
An der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Prof. W. Hein)

Zentrum für Rückenmarkverletzte
Am Klinikum „Bergmannstrost“ Halle/Saale
(Chefarzt: Dr. K. Röhl)

Die Allocon Trapezplatte mit Spreizdübelschrauben zur vorderen
Stabilisierung der Halswirbelsäule im Vergleich mit einer bikortikal fixierten
H-Platte.
Eine biomechanische Untersuchung

Dissertation
Zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin

Vorgelegt
Der Medizinischen Fakultät
Der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

Bernhard Wilhelm Ullrich

geboren am 22.06.1973 in Hagenow

Gutachter:

1. Prof. Dr. Hein
2. PD Dr. Perka
3. Prof. Dr. von Salis-Soglio (Leipzig)

20.01.2004

28.09.2004

urn:nbn:de:gbv:3-000007313

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000007313>]

Referat

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine biomechanische In-vitro-Studie.

Gegenstand der Untersuchung waren zwei Schraubenplattensysteme zur vorderen Stabilisierung der Halswirbelsäule. Die Prüfung der Implantate erfolgte an zehn monosegmentalen Präparaten humaner Halswirbelsäulen.

Die Versuche wurden mit einer universellen Materialprüfmaschine (MTS BIONIX 858) durchgeführt. Die Präparate wurden mit einem Drehmoment von 2,5 Nm um die drei Achsen des Raumes unter den folgenden vier Konditionen belastet: erstens nativ, zweitens gezielt destabilisiert, drittens primär stabilisiert mit jeweils einem der Implantate und viertens sekundär stabilisiert mit dem Spreizdübelschrauben-Implantat.

Die stabilisierten Präparate erreichten in den meisten Fällen eine ähnliche oder höhere Festigkeit als die nativen Präparate. Die sekundär stabilisierten Präparate zeigten für alle drei Achsen eine tendenziell größere Festigkeit als die primär stabilisierten Präparate.

Im direkten Vergleich zeigte sich, dass mit beiden Implantaten eine ähnliche Primärstabilität zu erreichen ist.

Das operative Risiko der Verletzung intraspinaler Strukturen ist bei Implantation der Spreizdübelschrauben geringer, da die dorsale Wirbelkörperkortikalis nicht durchbohrt werden muss. Mit der Spreizdübelschraube lassen sich höhere primäre Anzugsmomente und bei der sekundären Instrumentation anscheinend auch eine höhere Rigidität des verschraubten Segments erreichen.

Die Spreizdübelschraube im Zusammenhang mit einer trapezförmigen Platte ist nach den Ergebnissen dieser Arbeit eine risikoärmere und ähnlich stabile Variante zur vorderen HWS-Stabilisierung wie die der Fixation der Platte mit bikortikalen Schrauben.

Im Revisionsfall und im osteoporotischen Knochen ist die Spreizdübelschraube der bikortikalen Schraube überlegen.

Ullrich, Bernhard: Die Allocon Trapezplatte mit Spreizdübelschrauben zur vorderen Stabilisierung der Halswirbelsäule im Vergleich mit einer H-Platte mit Kortikalisschrauben. Eine biomechanische Untersuchung. Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 67 Seiten, 2004

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|-------|---|----|
| 1 | Einleitung | 1 |
| 1.1 | Die Halswirbelsäule | 1 |
| 1.2 | Verletzungen der Halswirbelsäule | 1 |
| 1.3 | Therapie von Halswirbelsäulenverletzungen | 2 |
| 2 | Zielstellung | 4 |
| 3 | Material und Methoden | 6 |
| 3.1 | Die Schraubenplattensysteme | 6 |
| 3.1.1 | Die Trapezplatte | 6 |
| 3.1.2 | Die H-Platte | 8 |
| 3.2 | Die Präparate | 9 |
| 3.2.1 | Konservierung und Vorbereitung der Präparate | 9 |
| 3.3. | Versuchsstand | 11 |
| 3.4 | Versuchsablauf | 15 |
| 3.5 | Versuchsprotokoll | 16 |
| 3.6 | Auswertung | 17 |
| 3.7 | Statistische Methoden | 18 |
| 4 | Ergebnisse | 19 |
| 4.1 | Knochendichte | 19 |
| 4.2 | Schraubenanzugsmomente und die Beziehung derselben zur BMD | 19 |
| 4.3 | Beziehung zwischen der BMD und der ROM | 20 |
| 4.4 | Unterschiede der ROM und der NZ in Abhängigkeit von den Präparatekonditionen | 21 |
| 4.4.1 | Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der Präparate im destabilisierten und im nativen Zustand | 21 |
| 4.4.2 | Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der Präparate im stabilisierten und im nativen Zustand | 22 |
| 4.4.3 | Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der Präparate im stabilisierten und im destabilisierten Zustand | 22 |
| 4.4.4 | Tabellarische und grafische Darstellung der Ergebnisse | 23 |
| 4.5 | Vergleich der relativen Steifigkeits- und NZ-Änderungen der Präparate unter den verschiedenen Konditionen | 27 |
| 5 | Diskussion | 29 |

| | | |
|-------|--|----|
| 5.1 | Entwicklung der ventralen Fusionsoperation an der Halswirbelsäule | 29 |
| 5.1.1 | Die präoperative Ära | 29 |
| 5.1.2 | Die operative Ära: Dorsale Techniken | 29 |
| 5.1.3 | Die operative Ära: Ventrale Techniken | 31 |
| 5.1.4 | Die ventralen Halswirbelsäulenplatten | 33 |
| 5.2 | Diskussion der Materialien und Methoden | 34 |
| 5.2.1 | Lagerung und Vorbereitung der Präparate | 34 |
| 5.2.2 | Fixierung des Präparats im Versuchsstand und Anzahl der Segmente des Präparats | 35 |
| 5.2.3 | Der Versuchsstand | 36 |
| 5.2.4 | Messung der Daten | 37 |
| 5.2.5 | Vorlast | 38 |
| 5.2.6 | Drehmoment, Belastungsaufbau und Anzahl der Testzyklen | 39 |
| 5.2.7 | Ermittlung der BMD | 41 |
| 5.2.8 | Testkonditionen der Präparate | 42 |
| 5.3. | Ergebnisse | 43 |
| 5.3.1 | BMD Werte | 43 |
| 5.3.2 | Anzugsmomente der Schrauben | 44 |
| 5.3.3 | BMD und Anzugsmoment der Schrauben | 45 |
| 5.3.4 | Beziehung zwischen BMD und ROM | 46 |
| 5.3.5 | Ergebnisse anderer Arbeitsgruppen | 47 |
| 5.3.6 | Klinische Anwendung und Indikationsstellung der ventralen Plattenspondylodese | 51 |
| 6 | Schlussfolgerungen | 53 |
| 7 | Zusammenfassung | 54 |
| 8 | Literaturverzeichnis | 56 |

Abkürzungen

| | |
|-------------|--|
| ASIF-Platte | Kleinfragmentplatte der AO |
| BMD | bone mineral density |
| CaHA | Kalziumhydroxylapatit |
| DXA | dual-energy X-ray absorbtionmetry |
| FSU | functional spine unit |
| H-Platte | Implantat A mit H-förmiger Platte und 3,5 mm AO-Kortikalisschrauben |
| HWK | Halswirbelkörper |
| HWS | Halswirbelsäule |
| MTS | Testmaschine Bionix |
| NaCl | Natriumchlorid |
| NZ | Neutralzone |
| PMMA | Polymethylmethacrylat (Plexiglas) |
| ROM | range of motion |
| QCT | quantitative Computertomografie |
| QDR | qantitative digitale Projektionsradigrafie |
| T-Platte | Implantat B mit trapezförmiger Platte und Spreizdübelschrauben |

1 Einleitung

1.1 Die Halswirbelsäule

Die Halswirbelsäule verbindet das Hinterhaupt mit dem ersten Brustwirbel. Sie besteht aus sieben einzelnen Wirbeln. Die ersten beiden Wirbel unterscheiden sich in ihrer Form und Funktion von den weiteren Wirbeln, welche vom dritten Halswirbel bis zum fünften Lendenwirbel einen prinzipiell einheitlichen Aufbau haben.

Jeweils zwei benachbarte Wirbel bilden ein Bewegungssegment oder auch eine „functional spinal unit“ (FSU). In jedem dieser Bewegungssegmente sind grundsätzlich Bewegungen um alle 3 Achsen des Raums möglich. Das konkrete Ausmaß für eine bestimmte Achse variiert jedoch intersegmental stark.

| | Flexion | Extension | Seitneigung | Rotation |
|-------|---------|-----------|-------------|----------|
| C0/C1 | ++ | ++ | + | - |
| C1/C2 | - | - | - | +++ |
| HWS | +++ | +++ | + | ++ |
| BWS | + | + | + | ++ |
| LWS | + | ++ | + | (+) |

Tabelle 1: mögliche Bewegungen der Wirbelsäulenabschnitte (66)

Diese Varianz kommt durch die unterschiedliche Stellung der Facettengelenke in den einzelnen Wirbelsäulenabschnitten und die unterschiedliche discoligamentäre Führung zustande.

1.2 Verletzungen der Halswirbelsäule

Durch direkte Gewalteinwirkungen wie Sturz oder Schlag oder durch indirekte Gewalteinwirkungen zum Beispiel bei Beschleunigungsmechanismen kann es zu unterschiedlichen Verletzungen an der Halswirbelsäule kommen.

Es gibt knöcherner, discoligamentäre und kombinierte Verletzungen. Das Ausmaß solcher Verletzungen reicht von einer einfachen Prellung oder Zerrung ohne strukturelle Läsion oder funktionellen Schaden bis zu Frakturen und kompletten discoligamentären Zerreißen, die eine Instabilität und eine Verletzung der intraspinalen Strukturen nach sich ziehen.

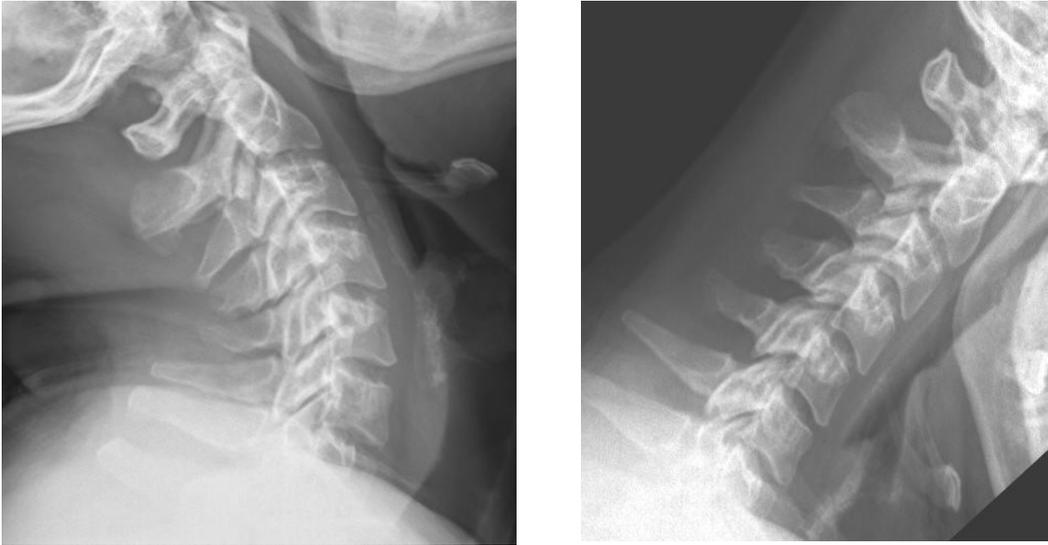


Abbildung 1 und 2: Funktionsaufnahmen HWS Extension/Flexion

1.3 Therapie von Halswirbelsäulenverletzungen

Bei leichtgradigen HWS-Distorsionen erfolgt die Behandlung durch systemische oder lokale Analgesie, isometrische und funktionelle Physiotherapie und physikalische Maßnahmen. Bei instabilen Verletzungen ist die interkorporelle Spondylodese durch Knochenspan oder Cage mit einer ventralen Schrauben-Platten-Spondylodese über ein oder mehrere Bewegungssegmente eine in der klinischen Routine fest verankerte Methode (10a, 14, 16, 17, 18, 20, 21, 25, 29, 31, 39). Alternativ steht die dorsale Stabilisierung zur Verfügung. Deren Domäne ist allerdings der kraniozervikale Übergang, die obere Halswirbelsäule und wenige hochinstabile Verletzungen.

Um die richtige Therapieentscheidung zu treffen ist die genaue Diagnose wichtig. Insbesondere müssen instabile rein discoligamentäre Verletzungen erkannt werden, da bei ihnen die Indikation zu o. g. operativen Vorgehen geprüft werden muss.



Abbildung 3 und 4: Discoligamentäre Instabilität HWK 3/4 nach Hyperextensionstrauma



Abbildung 5 und 6: Zustand nach ventraler Stabilisierung

Die rein diskoligamentären Verletzungen können, trotz hoch instabiler Situation, diagnostische Schwierigkeiten bereiten, da sie weder im

konventionellen Röntgen noch in der CT- Untersuchung sicher zu sehen sind, so dass bei entsprechendem klinischen Verdacht erst die Funktionsaufnahmen oder die MRT-Untersuchung diagnostische Klarheit bringen.

2 Zielstellungen

Im Rahmen dieser Arbeit sollen anhand von konkreten Messungen die biomechanischen Eigenschaften zweier Schraubenplattensysteme zur ventralen Stabilisierung der Halswirbelsäule untersucht werden. Die Bedingungen unter denen die Untersuchungen durchgeführt wurden, sollten der Situation in vivo soweit wie möglich angenähert werden. Die Implantate wurden deshalb an monosegmentalen Präparaten humaner Halswirbelsäulen getestet. Zur weiteren Annäherung an die In-vivo-Bedingungen wurden die Prüfungen unter einer Vorlast durchgeführt, um das Kopfgewicht und den Muskelzug zu simulieren. Dass trotzdem keine vollständige Simulation der Bedingungen am Lebendem möglich ist, ist den Untersuchern bewußt.

Die Untersuchungen erfolgten unter verschiedenen Konditionen des Präparats. Diese waren: 1. nativ, 2. gezielt destabilisiert und 3. stabilisiert durch 2 verschiedene Schraubenplattensysteme.

Beim ersten System wurden zur Fixation der Platte 3,5 mm AO-Kortikalisschrauben (H-Platte) und beim zweiten System Spreizdübelschrauben (T-Platte) verwandt.

Die Stabilisierung erfolgte initial in jeweils einer Versuchsgruppe mit einem der beiden Systeme. An den primär mit dem Kortikalisschraubensystem stabilisierten Präparaten wurde in einem weiteren Schritt eine sekundäre Stabilisierung mit dem Spreizdübelschraubensystem durchgeführt. Durch einen Vergleich der Bewegungsausmaße ROM und NZ) unter verschiedenen genau definierten Bedingungen soll festgestellt werden, ob:

durch die Methode der monokortikalen Fixation einer ventralen Halswirbelsäulenplatte mit Spreizdübelschrauben eine ähnliche Festigkeit des instabilen Segments erreicht werden kann wie durch die bikortikale Fixation mit 3,5 mm AO-Kortikalisschrauben

bei ungenügender Festigkeit der Kortikalisschrauben in osteoporotischem Knochen die Spreizdübelschraube bei Instrumentation in dieselben

Schraubenkanäle eine höhere Festigkeit erreicht und somit als „Rettungsschraube“ bei Vorliegen von osteoporotischen Wirbelkörpern eingesetzt werden kann.

Eine weitere Frage war, inwieweit die Kochendichte einen Einfluß auf die Festigkeit der Schrauben im Knochen hat und wie dies die ROM und NZ der stabilisierten Segmente beeinflusst. Als Maß dafür wurden die Anzugsmomente der Schrauben gemessen und miteinander verglichen.

3 Material und Methoden

Es wurden zwei Schraubenplattensysteme zur ventralen monosegmentalen Verplattung der mittleren und unteren Halswirbelsäule untersucht.

3.1 Die Schraubenplattensysteme

System A: Trapezplatte mit Spreizdübelschrauben

(Hersteller: Allocon) im folgenden T-Platte genannt

System B: H-Platte mit 3,5 mm bikortikalen AO Kortikalisschrauben

(Hersteller: Ulrich, Ulm), im folgenden H-Platte genannt

3.1.1 Die Trapezplatte

Die Platte des ersten Systems ist durch eine trapezförmige Geometrie gekennzeichnet, wobei die Bohrungen für das untere Schraubenpaar um 2 mm weiter auseinander angebracht sind als die für das obere Schraubenpaar. In der Mitte der Platte befindet sich eine fünfte Bohrung zur Fixation eines eingebrachten Knochenspanes bei einer ventralen Spondylodese. Am unteren Ende der Platte ist ein Schlitz zur Aufnahme des Pins bei Verwendung eines Reposeurs vorhanden. Die Platten werden vom Hersteller in Größen von 26-51 mm geliefert und bestehen aus Titan.



Abbildung 7 und 8: Trapezplatte und Spreizdübelschraube

Die Spreizdübelschraube ist eine 5-mm-Schraube die an der Spitze kreuzförmig geschlitzt ist und auf der gesamten Länge, zur Spitze hin verjüngend, aufgebohrt ist. Zu dieser Schraube gehört ein Spreizkern mit Industriegewinde. Dieser läßt sich in die Bohrung der Schraube einbringen und einschrauben. Dadurch wird die geschlitzte Spitze der Schraube gespreizt. Die Schrauben werden in den Längen 14, 16 und 18 mm geliefert. Intraoperativ wird eine entsprechende Bohrhülse verwendet, so dass eine Bohrung der passende Länge resultiert, wobei die dorsale Kortikalis geschont wird. Je nach Knochenhärte wird ein Gewinde vorgeschritten oder nicht.

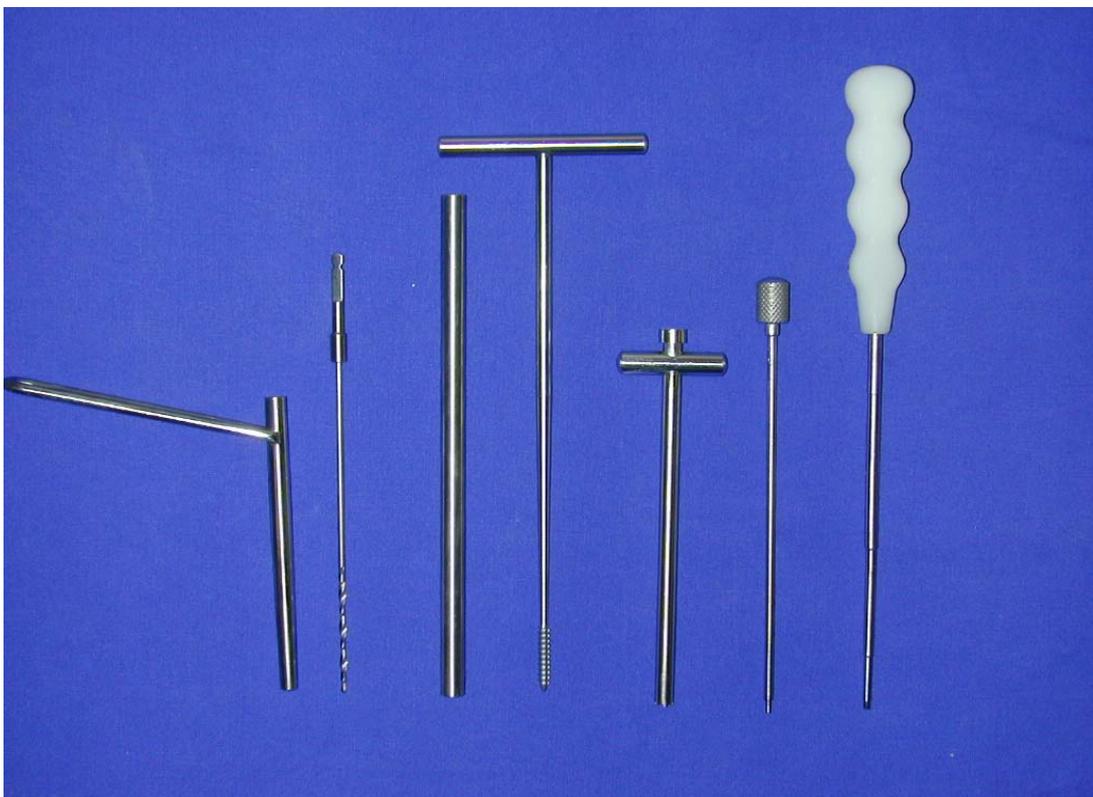


Bild 9: Werkzeuge für die T-Platte von links nach rechts 1. Geweschoner, 2. Bohrer, 3. Abstandshalter für Gewindeschneider, 4. Gewindeschneider, 5. Kreuzschlitzschraubendreher, 6. Kern zur Fixation der Schraube am Schraubendreher, 7. Imbusschraubendreher für den Spreizkern

Das Setzwerkzeug dieser Schraube besteht aus einem Kern und einem Kreuzschlitzschraubendreher, der in der Mitte der Länge nach aufgebohrt ist. Der Kern wird durch den Schraubendreher gesteckt, nachdem dieser auf die Schraube aufgesetzt wurde und in das Innengewinde der Schraube gedreht, so dass die Schraube am Schraubendreher fixiert ist.

Der Kern wird nach dem Setzen der Schraube herausgedreht, ohne dass der Schraubendreher entfernt wird. Der Spreizkern muss dann über die Bohrung im Schraubendreher eingebracht und mittels eines Imbusschraubendrehers eingedreht werden. Durch den noch anliegenden Schraubendreher wird ein Mitdrehen der Schraube verhindert. Die erreichte Fixation ist monokortikal.

3.1.2 Die H-Platte



Abbildung 10 und 11: H-Platte und 3,5 mm Körtikalisschraube

Die Platte des zweiten Systems hat eine H-förmige Geometrie und vier Bohrungen zur Aufnahme der Schrauben. Diese Platte ist von oben und unten geschlitzt, so dass auch hier Pins eines Reposeurs aufgenommen werden können. Bei Bedarf dienen die Schlitzte als Bohrloch zur Fixierung eines Knochenspanns, da eine extra Bohrung dafür nicht vorgesehen ist. Das Material ist ebenfalls Titan.

Die Schrauben sind 3,5 mm AO Körtikalisschrauben. Zur Anlage der Schrauben wird die ventrale und die dorsale Körtikalis des Wirbelkörpers unter Bildwandlerkontrolle durchbohrt. Danach muss die erforderliche Länge der Schrauben so bestimmt werden, dass sie die hintere Körtikalis fassen. Es wird eine bikörtikale Fixation erreicht. Die Schrauben sind betreffend die Länge in 2 mm Schritten lieferbar.

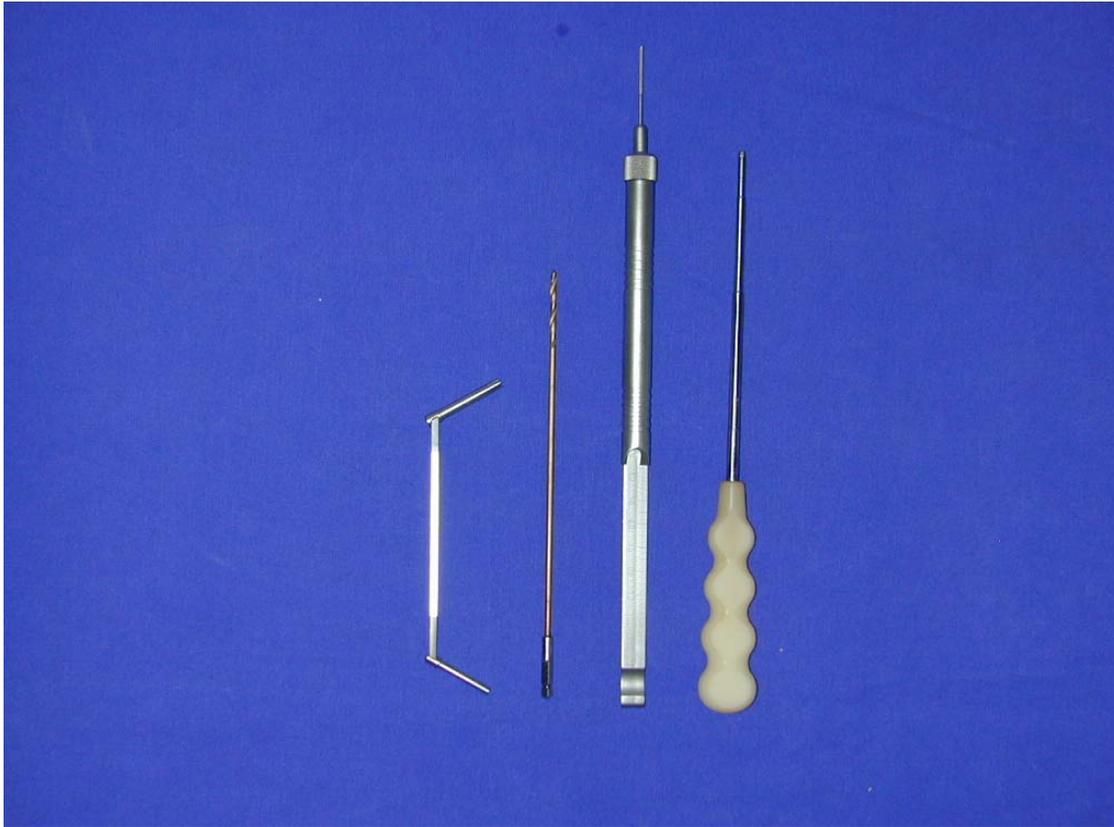


Abbildung 12: Werkzeuge für die H-Platte von links nach rechts 1. Gewebeschonener 2. Bohrer 3. Meßgerät zur Ermittlung der Schraubenlänge 4. Schraubendreher

3.2 Die Präparate

Die Untersuchungen wurden an zehn monosegmentalen Präparaten der HWK5/6 humaner Halswirbelsäulen durchgeführt.

Zur Verfügung stand das Material von zehn Körperspendern im Alter zwischen 58 und 92 Jahren, mit einem durchschnittlichen Alter von 74,3 Jahren, sechs weiblich und vier männlich.

3.2.1 Konservierung und Vorbereitung der Präparate

Die Präparate wurden als gesamte Wirbelsäulen entnommen zwei- bis dreimal in Plastikfolien eingewickelt und tiefgefroren. Die Muskulatur wurde am Präparat belassen.

Von den interessierenden Wirbeln HWK 5 und 6 wurde mittels Q-CT die kortikale und die spongiöse Knochendichte der rechten und der linken

Wibelkörperhälfte gegen ein Hydroxylapatitphantom gemessen. Daraus wurde die durchschnittliche trabekuläre und kortikale Knochendichte (Bone Mineral Density, im folgenden BMD genannt) errechnet.

Dies wurde an einem SOMATOM® Gerät der Firma Siemens durchgeführt.

Anhand der CT-Schnitte wurden die Präparate auf osteodestruktive Prozesse hin untersucht. Im Präparat der HWS 2 wurde eine ausgedehnte Osteolyse im HWK 5 gesehen und daraufhin von der statistischen Auswertung ausgeschlossen.

Am Vorabend des Versuchs wurde das Präparat in einen Kühlschrank mit 4°C umgelagert, so dass es bis zum nächsten Morgen soweit angetaut war, dass mit der endgültigen Präparation begonnen werden konnte.

Es wurde die Muskulatur vollständig entfernt, um ein monosegmentales Präparat der HWK 5/6 mit intaktem diskoligamentären Apparat ohne störende Muskulatur zu erhalten. Während der Präparation wurde das Präparat ständig durch Besprühen mit 0,9%iger NaCl-Lösung feuchtgehalten. Zum Transport und während der Leerzeiten des Versuchs war das Präparat in mit in 0,9% NaCl-Lösung getränkten Tüchern umwickelt. Während des Versuchs wurde das Präparat besprüht.

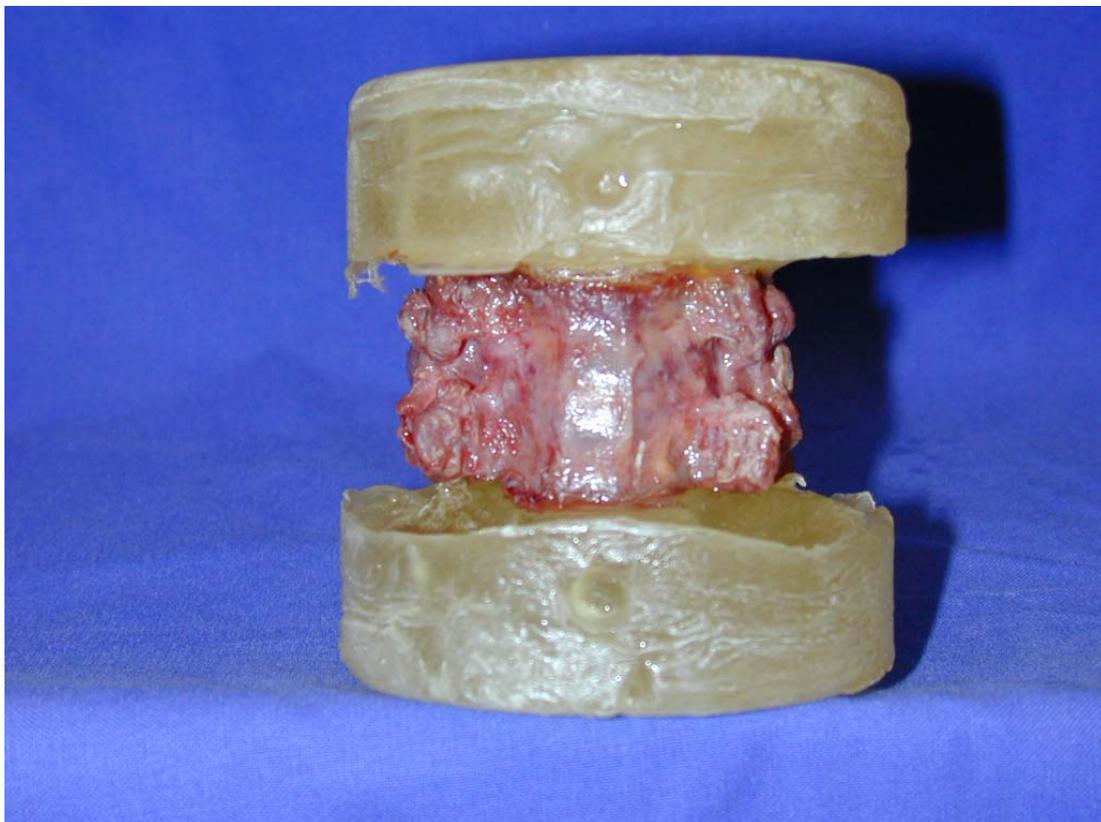


Abbildung 13: fertiges Präparat in der Ansicht von vorn

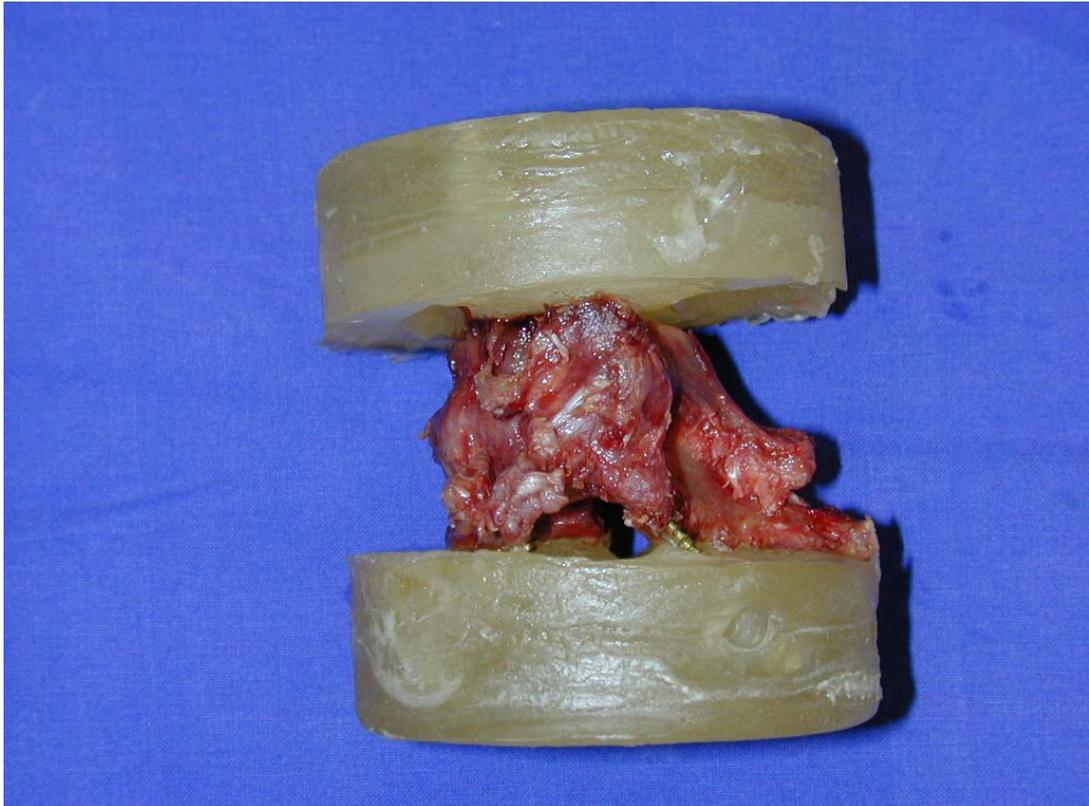


Abbildung 14: fertiges Präparat in der seitlichen Ansicht

Das fertige Präparat wurde am kaudalen und am kranialen Ende in einen Polymethylmethacrylatblock (PMMA, Technovit ® 4004), im folgenden PMMA genannt, eingegossen. Um eine bessere Verankerung der Wirbel im PMMA zu erreichen, wurden vorher in die Facetten von kranial und kaudal SPAX ® -Schrauben eingebracht.

Mit Hilfe dieser Blöcke konnten die Präparate in die Aufnahmen der Versuchsmaschine eingespannt werden.

3.3 Versuchsstand

Die Versuche wurden an einer MTS Bionix 858 durchgeführt. Mit dieser Materialprüfmaschine lassen sich kraft- und weggesteuert axiale und rotatorische Momente aufbringen.

Um die Präparate in aufrechtem Zustand zu testen, wurde an den Stempel der Prüfmaschine eine Vorrichtung montiert, mit Hilfe derer eine Umlenkung des axialen Kraftvektors des Stempels in ein Drehmoment möglich ist.

Die aus dem einwirkenden Moment resultierende Verbiegung des Präparates

verursacht konsekutiv eine Auslenkung der unteren Präparataufnahme. Diese Auslenkung wird durch einen frei beweglichen x/y – Tisch ausgeglichen, auf dem die untere Präparataufnahme montiert ist. Es wurde mit einer axial/vertikal wirkenden Vorlast von 100 N getestet. Dies geschieht, um die natürlichen Bedingungen, unter denen das Kopfgewicht und der Muskelzug auf die Halswirbelsäule wirken, zu simulieren. Diese Vorlast wurde für die Prüfung in den ersten zwei Ebenen durch ein Gewicht entsprechend rund 100 N (10 kg) aufgebracht, welches auf dem unteren Hebelarm der Umlenkungsvorrichtung so auflag, dass es immer auf die Mitte des oberen Wirbels des Präparates wirkte.

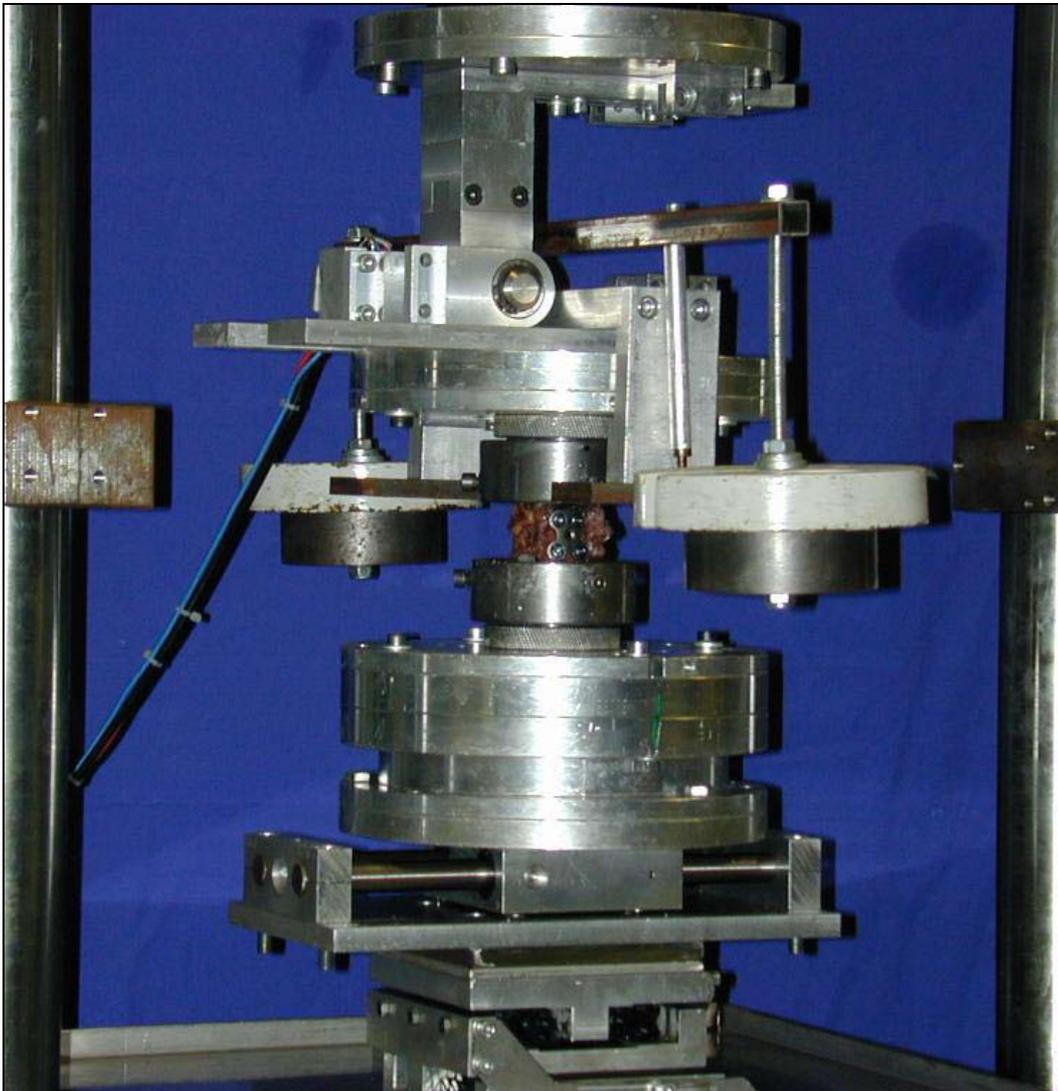


Abbildung 15: Versuchsstand: eingestellt zur Seitneigetestung

Zur Prüfung der Rotation wurde das Gewicht entfernt und die Vorrichtung verriegelt und somit ausgeschaltet. Die Vorlast wurden jetzt kraftgesteuert von der MTS aufgebracht. Das Rotationsmoment wurde weggesteuert ebenfalls von der MTS aufgebracht.

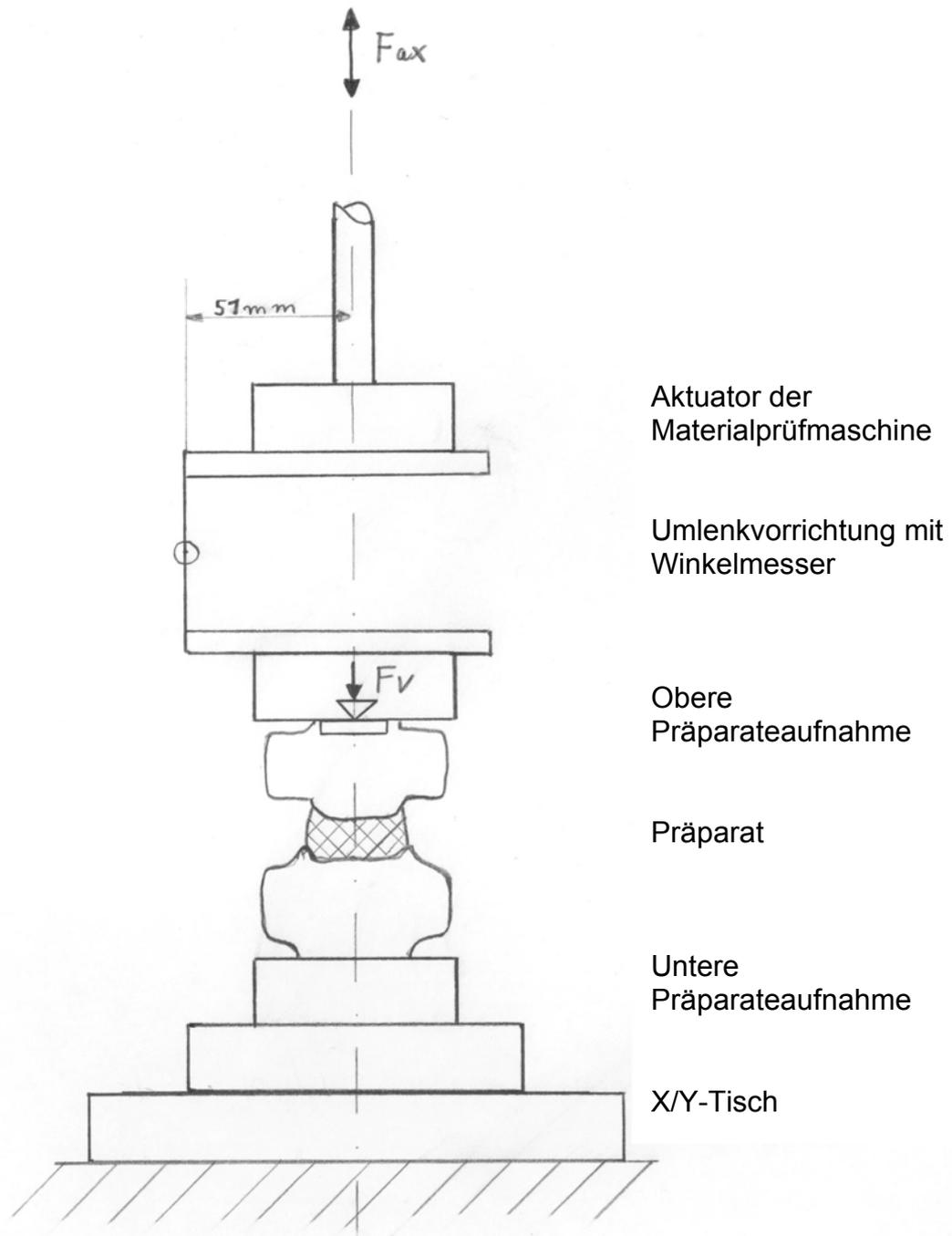


Abbildung 16: Umlenkvorrichtung in Nullposition

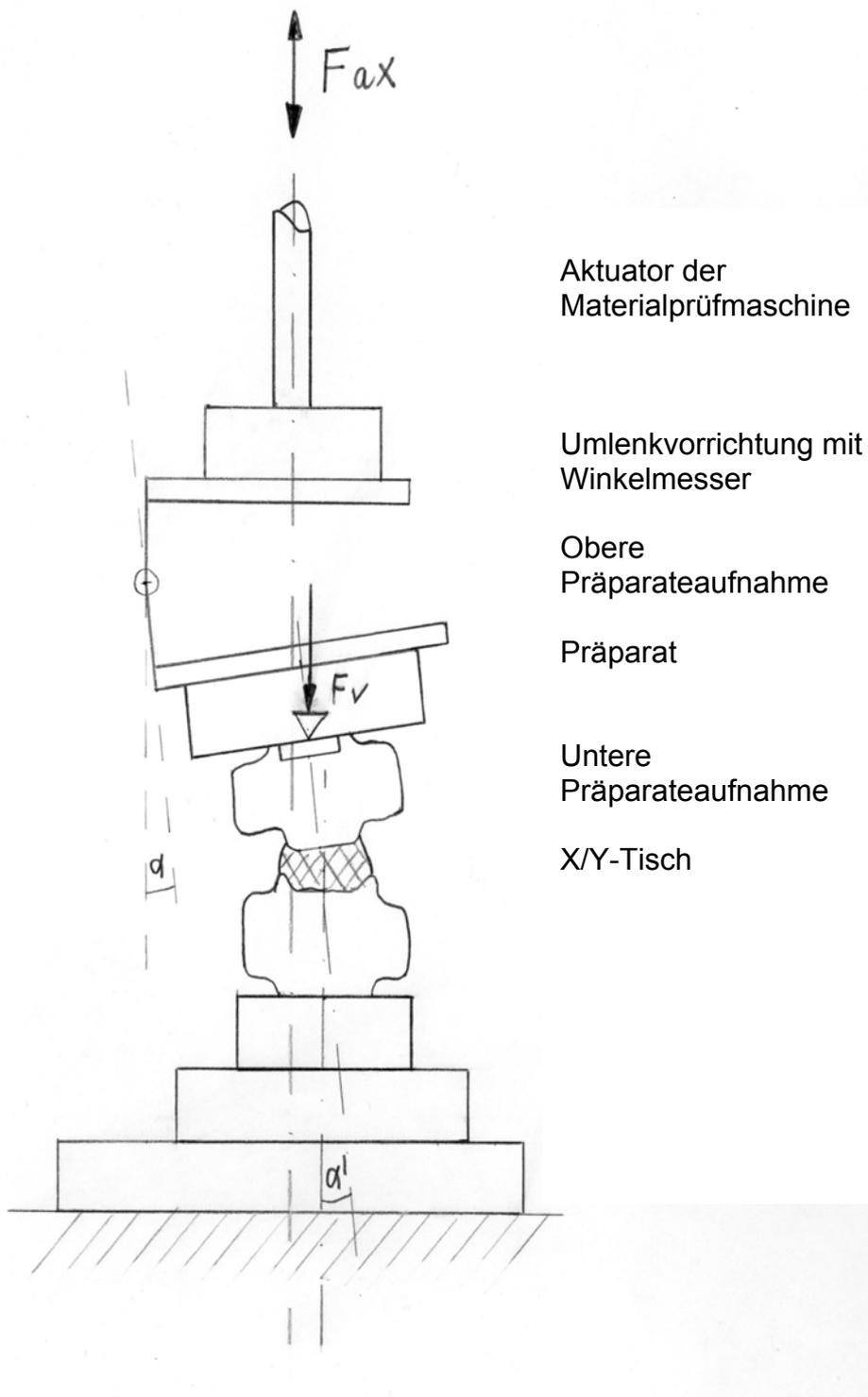


Abbildung 17: Umlenkvorrichtung in Auslenkung

3.4 Versuchsablauf

Die wie oben beschrieben vorbereiteten Präparate wurden in den Versuchsstand eingebracht. Die Präparate wurden während der gesamten Testung durch Besprühen mit 0,9%iger NaCl-Lösung feucht gehalten.

Die Präparate wurden unter verschiedenen Konditionen immer in derselben Reihenfolge um drei Bewegungsachsen getestet: erstens um die Transversalachse (Extension/Flexion), zweitens um die Sagittalachse (Seitneigung rechts/links) und drittens um die Vertikalachse (Rotation rechts/links).

Zu 1.: Die frisch vorbereiteten und am kranialen und kaudalen Ende in PMMA-Blöcke eingegossenen Präparate wurden in die Aufnahmen so eingespannt, dass die vordere Seite in Richtung des Scharniers der Umlenkvorrichtung zeigte. Wenn der Stempel der MTS sich nach oben bewegt, resultiert eine Extensionsbewegung des zu untersuchenden Bewegungssegmentes. Dies entspricht einem positivem Moment und einem negativem Ausschlag des Winkelsensors der Umlenkvorrichtung. Entsprechend entgegengesetzt verhält es sich für die Flexionsbewegung.

Zu 2.: Nach abgeschlossener Testung in Extension/ Flexion wurde das Präparat um 90° gedreht, so dass jetzt die Seitneigung getestet werden konnte. Es wurde dasselbe Versuchsprotokoll verwendet.

Zu 3.: Zur Testung der Torsion wurde das Vorlastgewicht entfernt und die Vorrichtung verriegelt und somit funktionell ausgeschaltet. Im Gegensatz zu dem Versuchsprotokoll für die Testung in den ersten zwei Ebenen wurde nun durch den Stempel der MTS eine Vorlast von 100 N aufgebracht, die rein kraftgesteuert gehalten wurde. Die Torsionsmomente wurden ebenfalls durch den Stempel aufgebracht, allerdings kraft- und weggesteuert. Es wurden dieselben Parameter erfaßt.

Dieser Ablauf wurde für alle Konditionen der Präparate beibehalten.

Die Konditionen waren:

1. nativ
2. destabilisiert
- 3.a stabilisiert primär H –Platte 6x 3.b stabilisiert primär T-Platte 3x
- 4.a stabilisiert sekundär T-Platte 6x 4.b entfällt

zu 1.:

Sämtliche Präparate wurden ohne weitere Manipulation in allen drei Raumachsen unter genau definierten Bedingungen gemessen.

Zu 2.:

Mit der gezielten Destabilisation wurde eine discoligamentäre Verletzung der HWS simuliert. Dazu wurden die Facettengelenkscapseln, die Ligg Flava, die interspinösen Bänder und das vordere Längsband vollständig und die Bandscheibe in den vorderen 2/3 durchtrennt. Das hintere Längsband blieb intakt. Die Läsionen konnten gesetzt werden, ohne das Präparat aus dem Versuchstand zu entfernen.

Zu 3. a, b:

Die Zuordnung der Präparate zum Versuch 3a oder 3b erfolgte anhand der BMD im Vorfeld der Versuche, so dass die Mittelwerte der BMD der Gruppen a und b annähernd gleich waren.

Vor der Instrumentierung wurde der Bandscheibenraum mit einem Rangeur ausgeräumt und mit der Stanze und dem Meißel das Lager für einen PMMA Spacer präpariert. Der Spacer simulierte einen kortikospongiösen Knochenspan. Die Abmaße desselben waren 8x10x15 mm für Höhe x Breite x Tiefe.

Zu 4.:

Nach Entfernung der H-Platte wurde über dieselben Bohrungen mit einer T-Platte stabilisiert. Die primär mit einer T-Platte stabilisierten Präparate wurden keiner weiteren Testung unterzogen.

Die Anzugsmomente der Schrauben wurden mit zwei Drehmomentschlüsseln der Firma Stahlwille gemessen. („Torsiometer“ Messbereich des ersten Schlüssels bis 60 und zweiten Schlüssels bis 120 Ncm)

3.5 Versuchsprotokoll

Für die Prüfung der Seitneigung und der Extension/Flexion wurde die MTS darauf programmiert, weggesteuert ein Kraftmaximum von 50 N anzufahren. Über den Hebelarm der Umlenkvorrichtung wird die Kraft in Form eines rotatorischen Moments auf das Präparat übertragen. Bei einer

Hebelarmlänge von 51 mm ergibt sich ein wirkendes Moment von ca. 2,5 Nm.

$$\begin{aligned}\text{Moment} &= \text{Hebelarm} \times \text{Kraft axial} \\ &= 0,051 \text{ m} \times 50 \text{ N} \\ &= 2,55 \text{ Nm}\end{aligned}$$

Über die Wegsteuerung konnte die Winkelgeschwindigkeit kontrolliert werden, die bei 0,5 - 5,0 °/s lag.

Es wurden je Präparat und Kondition 3 Testzyklen gefahren, die mit 3 Hz abgetastet und in einem Datensatz gespeichert wurden. Es wurden die Zeit, die axiale Kraft, der Vorschub, der Torsionswinkel und das Torsionsmoment des Aktuators der MTS und der externe Winkelsensor der Umlenkvorrichtung erfasst.

3.6 Auswertung

Die ersten zwei Zyklen dienten zur Konditionierung des Präparats, der dritte Zyklus wurde ausgewertet.

Es wurden die Range of Motion, im folgenden ROM genannt, abgelesen. Die ROM ist das Maß für den Bewegungsumfang des Präparats um eine Achse. Als zweites wurde die Neutralzone, im folgenden NZ genannt, bestimmt. Die NZ ist die Summe der Beträge der Winkelstellung um eine Achse in denen das Präparat sich zum Zeitpunkt des Nulldurchgangs des Drehmoments bei ansteigendem und absteigendem Drehmoment befindet. Sie beschreibt also den Bewegungsbereich, in dem eine Bewegung ohne Einwirkung einer wesentlichen Kraft stattfindet. Sie wird als Maß für die Laxität verwendet.

Die Ablesung der maximalen Winkel, aus denen die ROM ermittelt wurde, erfolgte bei einem wirkenden Drehmoment von 2,25 Nm bei an- bzw. absteigendem Drehmoment. Dies geschah in Excel-Tabellen, in denen die Daten dargestellt wurden.

Zur Ermittlung der NZ wurde der Winkel gegen das Drehmoment in einer Hysteresis dargestellt. Der steilste Anstieg der Kurve bei zunehmendem und bei abnehmendem Drehmoment wurde eingetragen. Der Betrag der Verschiebung dieser Geraden auf der y-Achse entspricht der NZ.

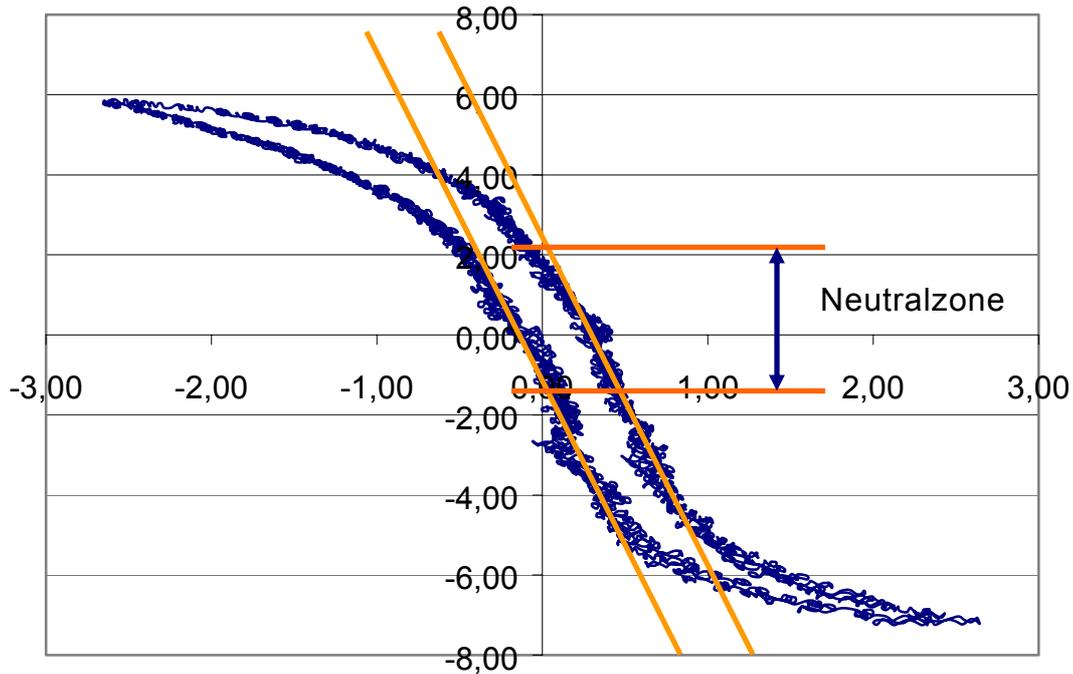


Abbildung 18: Darstellung eines Bewegungszyklus x =Drehmoment in Ncm, y =Winkel in $^{\circ}$ und der Neutralzone

3.7 Statistische Methoden

Zur Überprüfung der gefundenen Unterschiede auf statistische Signifikanz wurden Varianz- und Regressionsanalysen mit Hilfe des Programmes SPSS for Windows (Release 9.0.1.) durchgeführt.

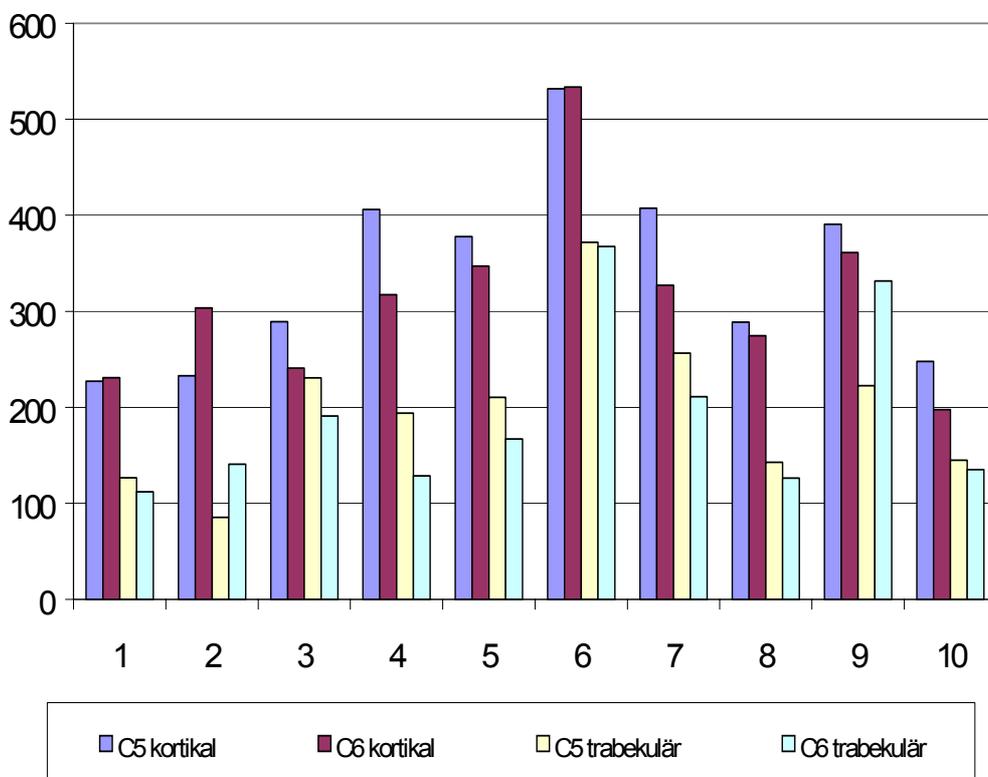
Regressionsanalysen wurden durchgeführt um den Zusammenhang zwischen Schraubenanzugsmoment und Knochendichte zu bestimmen. Einfaktorielle Varianzanalysen (bei mehr als zwei Gruppen mit Tukey-B post-hoc Vergleichen) dienten zur Untersuchung der Veränderung der ROM sowie der NZ der Präparate unter den verschiedenen Konditionen sowie dem Vergleich dieser Parameter zwischen den untersuchten Schraubenplattensystemen.

Alle Analysen wurden mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% ($\alpha=0,05$) ausgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Knochendichte

Die gemessenen Werte der BMD sind in der Grafik 1 dargestellt. Die mittlere trabekuläre BMD des HWK 5 lag bei 198,5 mg CaHA/ml Standardabweichung 81,1. Die des 6. HWK lag bei 191,1 mg CaHA/ml Standardabweichung 89,4. Die mittlere kortikale BMD des HWK 5 lag bei 339,98 mg CaHA/ml Standardabweichung 98,64. Die des HWK 6 lag bei 313,39 mg CaHA/ml Standardabweichung 93,75.



Grafik 1: BMD, x = Präparate nach Nummern ,y = BMD in mg CaHA/ml

4.2 Schraubenanzugsmomente und die Beziehung derselben zur BMD

Die mittleren Anzugsmomente der Schrauben mit den dazugehörigen Standardabweichungen sind in Tabelle 2 dargestellt.

Die Anzugsmomente der Schrauben zeigten in der Mehrzahl im Bezug zur kortikalen und trabekulären BMD der Wirbelkörper ein signifikant direkt proportionales Verhalten. Einzige Ausnahme war die Beziehung zwischen

kortikaler BMD und dem Anzugsmoment der primär implantierten Spreizdübelschraube.

Der Betrag der erklärten Varianz r^2 lag zwischen 0,177 und 0,819. Der niedrigste Wert bezieht sich auf die nicht signifikante Beziehung (siehe Tabelle 3).

| | Mittelwert Moment | BMD trabekulär | BMD kortikal |
|-------------------------------|-------------------|----------------|--------------|
| AO-Schrauben | 41,57 ±35,61 | 189,7 | 342,41 |
| Spreizdübelschrauben sekundär | 46,58±35,84 | 189,5 | 329,56 |
| Spreizdübelschrauben primär | 69±27,96 | 207,4 | 307,18 |

Tabelle 2: Mittelwerte der Anzugsmomente der Schrauben und Mittelwerte der trabekulären und kortikalen BMD. (Die in der zweiten Zeile eingetragenen Werte müssten eigentlich denen der ersten Zeile gleich sein. Da aber die Anzugsmomentwerte für ein Präparat im sekundär stabilisierten Zustand fehlen, wurden die BMD-Werte dieses Präparats nicht mit einbezogen.)

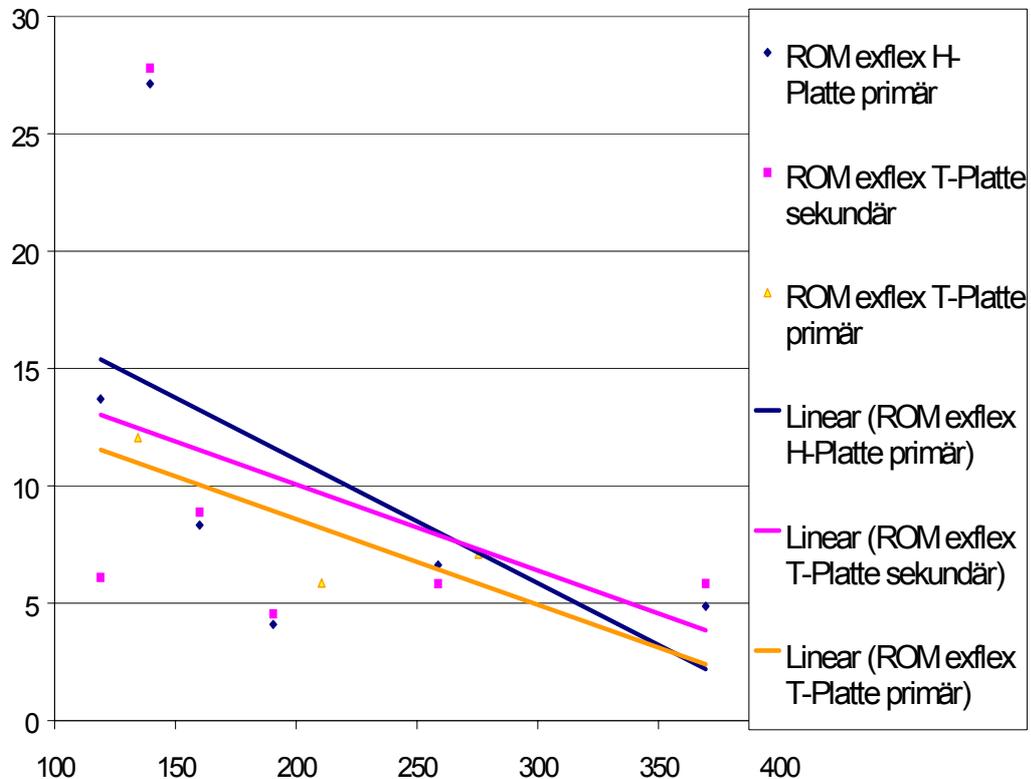
| | BMD trabekulär | BMD kortikal |
|-------------------------------|----------------|---------------|
| AO-Schrauben | 0,730 p<0,001 | 0,647 p<0,001 |
| Spreizdübelschrauben sekundär | 0,819 p<0,001 | 0,636 p<0,001 |
| Spreizdübelschrauben primär | 0,691 p=0,001 | 0,177 p=0,173 |

Tabelle 3: Betrag der erklärten Varianz und Signifikanzen für die Beziehung Anzugsmoment zu trabekulärer und kortikaler BMD

4.3 Beziehung zwischen der BMD und der ROM

Um die Beziehung zwischen der BMD und der ROM zu zeigen, wurden die Mittelwerte der trabekulären und der kortikalen BMD der HWK 5 und 6 gebildet und gegen die ROM aufgetragen.

In der Regressionsanalyse zeigte sich eine indirekte Proportionalität. Signifikante Beziehungen konnten nicht gezeigt werden.



Grafik 2: Regressionsanalyse ROM gegen BMD. x = BMD (Mittelwerte HWK 5/6 trabekulär und kortikal), y = ROM (Extension/Flexion)

4.4 Unterschiede der ROM und der NZ in Abhängigkeit der Präparatekonditionen

4.4.1 Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der Präparate im destabilisierten und im nativen Zustand

Im destabilisierten Zustand war die ROM und die NZ für alle drei Bewegungsachsen im Vergleich zu der ROM und NZ im nativen Zustand vergrößert. Signifikant war der Unterschied für die Achsen Extension/Flexion und Seitneigung.

4.4.2 Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der Präparate im stabilisierten und im nativen Zustand

In der Bewegungsachse Extension/Flexion zeigten die primär mittels T-Platte stabilisierten Präparate im Vergleich mit den nativen Präparaten eine Verringerung der ROM und der NZ. Im Vergleich der sekundär mit T-Platten stabilisierten Präparaten mit denen im nativen Zustand war die ROM deutlich kleiner und die NZ geringfügig kleiner. Nach der H-Plattenstabilisierung war die ROM kleiner und die NZ größer. Das Ranking der Implantate nach erreichbarer Steifigkeit sieht demnach wie folgt aus: T-Platte primär > T-Platte sekundär > H-Platte.

Diese und die folgenden Unterschiede waren alle tendenzieller und nicht signifikanter Natur.

In der sagittalen Bewegungsachse (Seitneigung) zeigten die sekundär durch T-Platten stabilisierten Präparate eine verminderte ROM und eine gering vergrößerte NZ im Vergleich zum nativen Zustand. Die mittels H-Platte stabilisierten Präparate zeigten eine gleich gebliebene ROM und eine erhöhte NZ. Bei der primären T-Plattenstabilisierung war die ROM kleiner und die NZ größer als im nativen Zustand. Ranking: T-Platte sekundär > T-Platte primär > H-Platte.

In der Bewegungsachse Torsion war bei der sekundären T-Platten-Stabilisierung die ROM kleiner und NZ größer. Die primäre T-Platten Stabilisierung zeigte eine ebenfalls wenig verringerte ROM und eine größere NZ. Die H-Platten-Stabilisierung zeigte eine größere ROM und eine größere NZ. Ranking: T-Platte sekundär = T-Platte primär > H-Platte.

4.4.3 Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der Präparate im stabilisierten und im destabilisierten Zustand

Die ROM der stabilisierten Präparate war in allen Achsen und bei allen Stabilisierungsmethoden kleiner als die ROM der destabilisierten Präparate. Die NZ waren bis auf die für Seitneigung und Torsion der primären H-Platten-Stabilisierung sowie Torsion der primären und sekundären T-Platten-Stabilisierung ebenfalls kleiner als im destabilisierten Zustand.

Die sekundär durch T-Platten stabilisierten Präparate zeigten in allen

drei Bewegungsachsen eine kleinere ROM und NZ als im Zustand der primären Stabilisierung mittels H-Platten.

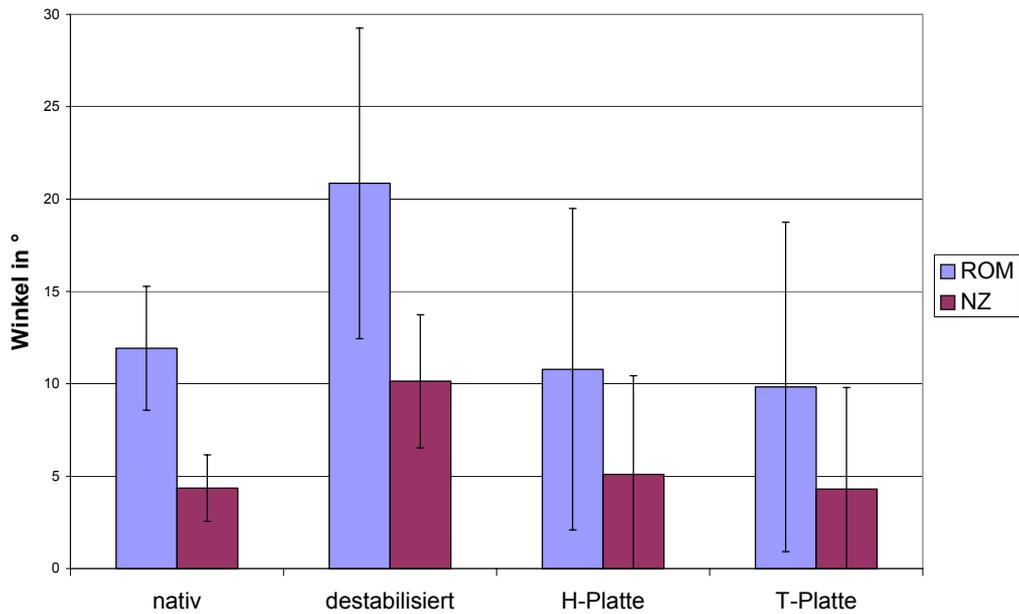
4.4.4 Tabellarische und grafische Darstellung der Ergebnisse

| A | Extension/Flexion | | Seitneigung | | Torsion | |
|----------------------|-------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Kondition | ROM | NZ | ROM | NZ | ROM | NZ |
| Nativ | 11,9 ±3,35 | 4,36 ±1,8 | 3,57 ±1,83 | 0,67 ±0,44 | 3,77 ±1,07 | 0,48 ±0,14 |
| Destabili- siert | 20,9 ±8,4 | 10,1 ±3,6 | 5,77 ±3,24 | 1,50 ±1,11 | 6,12 ±2,23 | 1,36 ±0,72 |
| H-Platte | 10,8 ±8,7 | 5,09 ±5,34 | 3,59 ±2,36 | 1,56 ±1,66 | 4,28 ±2,84 | 1,50 ±1,11 |
| T-Platte Sekundär | 9,83 ±8,92 | 4,31 ±5,48 | 2,65 ±2,07 | 1,09 ±1 | 3,59 ±2,72 | 1,52 ±1,7 |

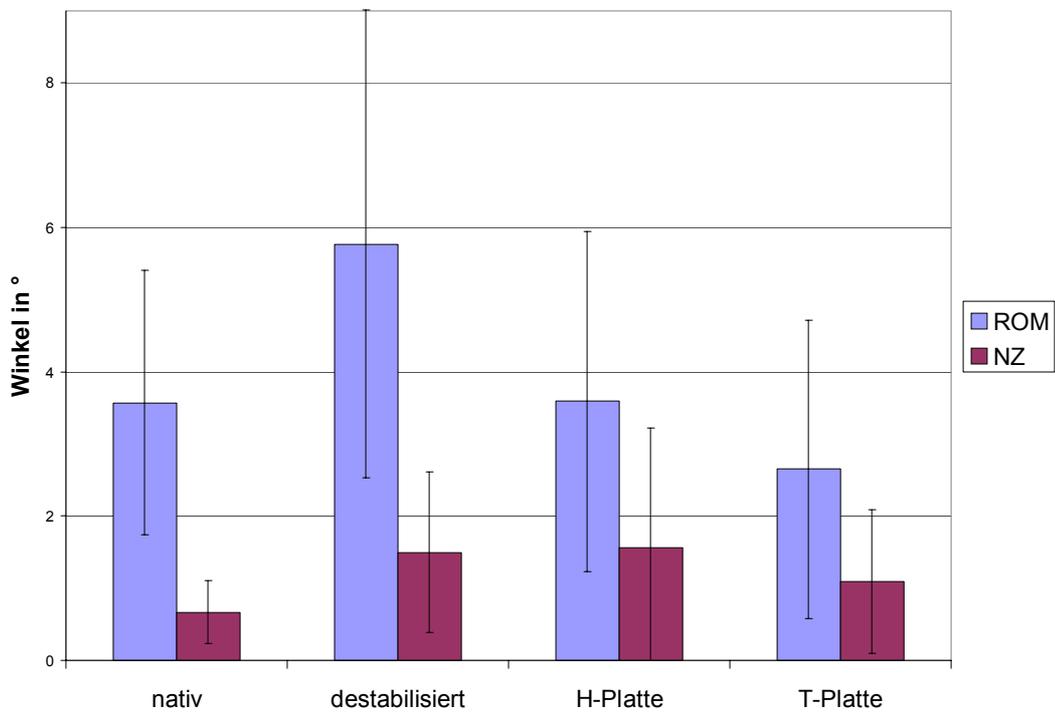
Tabelle 4: Mittelwerte mit Standardabweichungen der ROM und der NZ im Versuch A

| B | Extension/Flexion | | Seitneigung | | Torsion | |
|---------------------|-------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Kondition | ROM | NZ | ROM | NZ | ROM | NZ |
| Nativ | 11,5 ±2,69 | 3,46 ±0,59 | 4,66 ±3,66 | 1,66 ±2,19 | 5,48 ±3,83 | 0,7 ±0,47 |
| Destabili- siert | 17,6 ±4,93 | 10,9 ±7,45 | 6,77 ±3,61 | 4,08 ±5,71 | 7,47 ±5,44 | 2,14 ±2,6 |
| T-Platte | 8,33 ±3,28 | 2,75 ±2,06 | 4,45 ±4,04 | 3,1 ±3,04 | 5,05 ±4,08 | 2,23 ±2,25 |

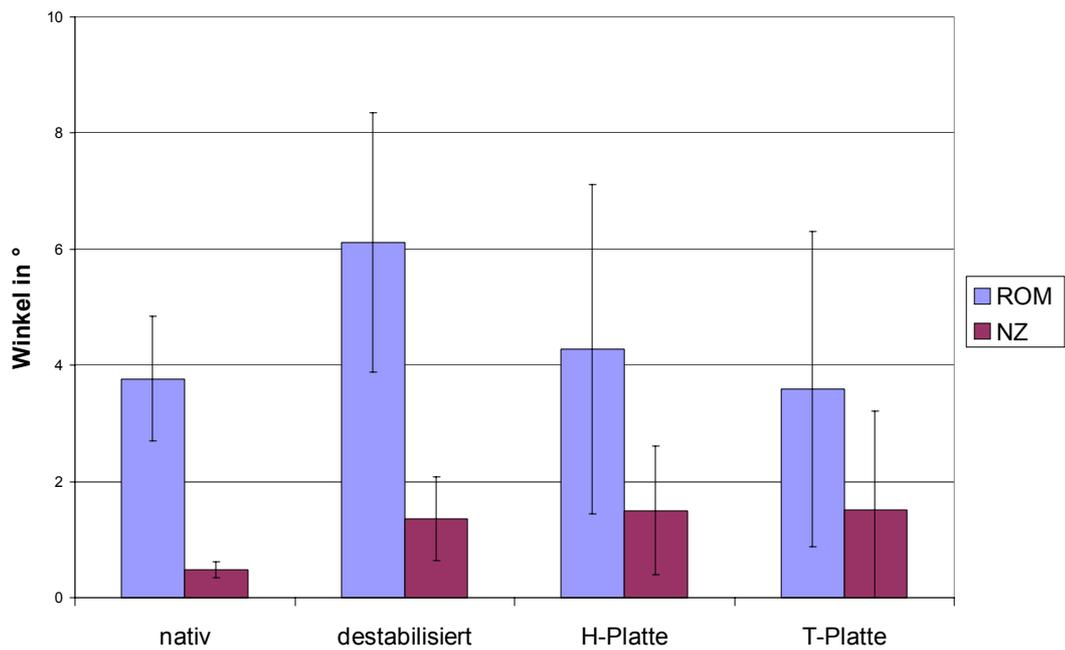
Tabelle 5: Mittelwerte mit Standardabweichungen der ROM und der NZ im Versuch B



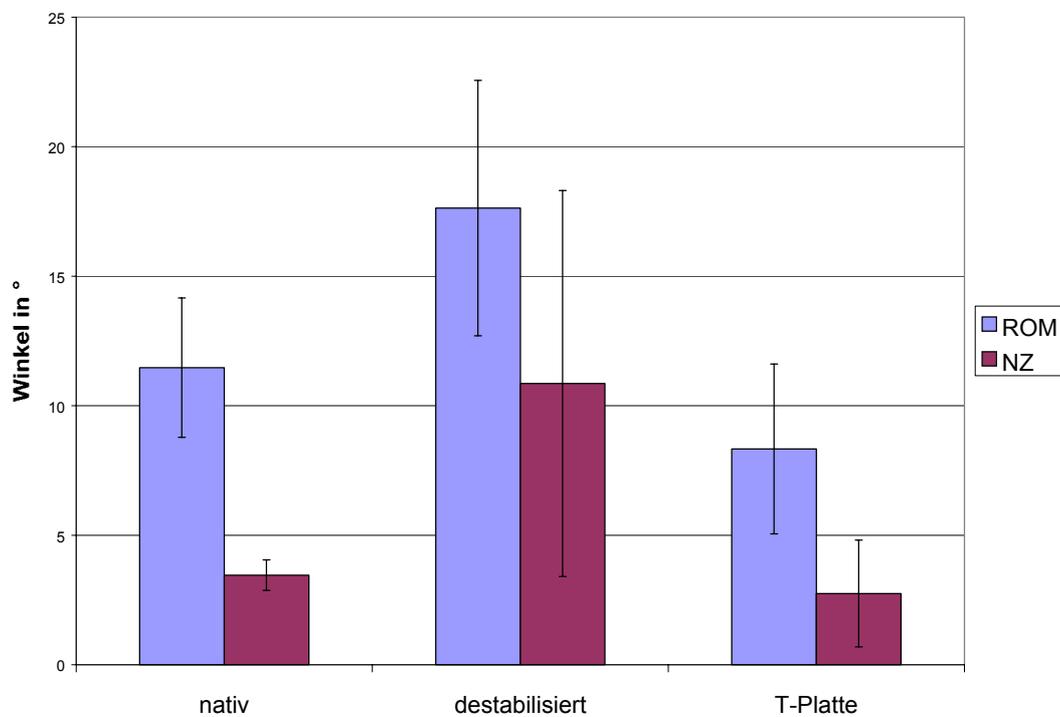
Grafik 3: ROM und NZ für Extension/Flexion, Mittelwert und Standardabweichung nativ im Versuch A



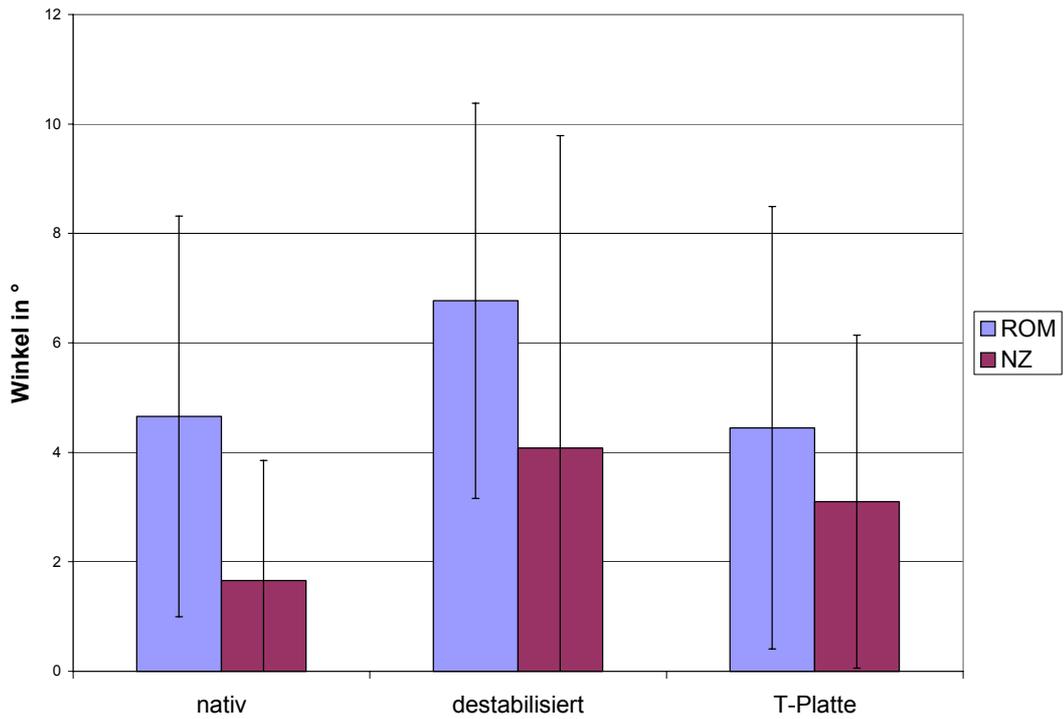
Grafik 4: ROM und NZ für Seitneigung, Mittelwert und Standardabweichung im Versuch A



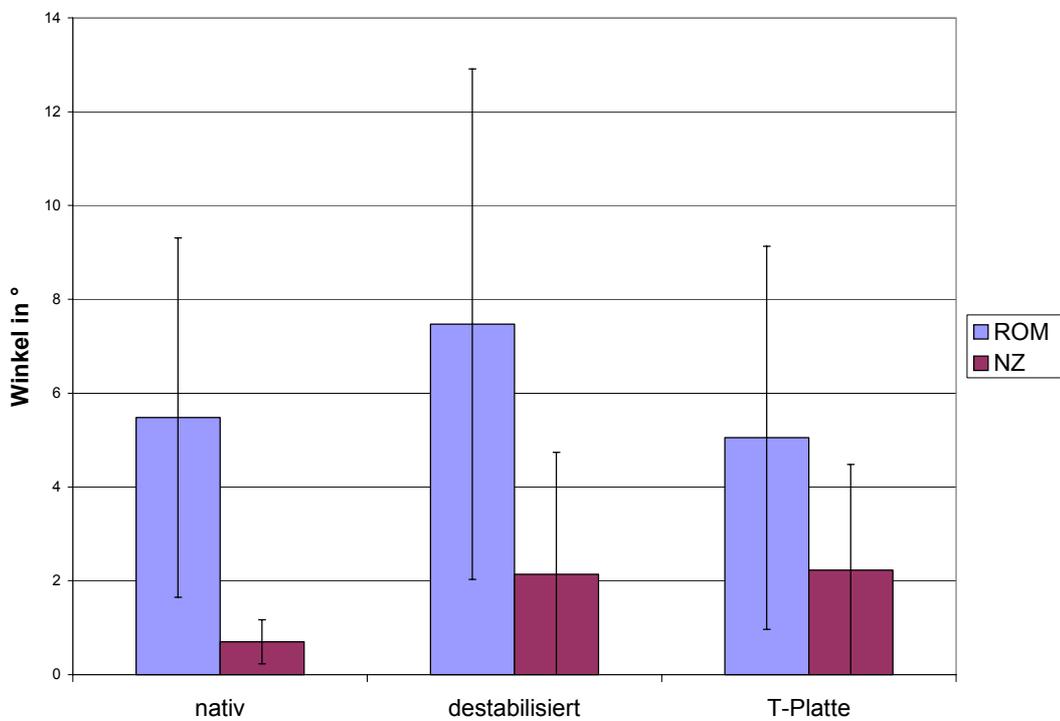
Grafik 5: ROM und NZ für Torsion, Mittelwert und Standardabweichung im Versuch A



Grafik 6: ROM und NZ für Extension/Flexion, Mittelwerte und Standardabweichung im Versuch B

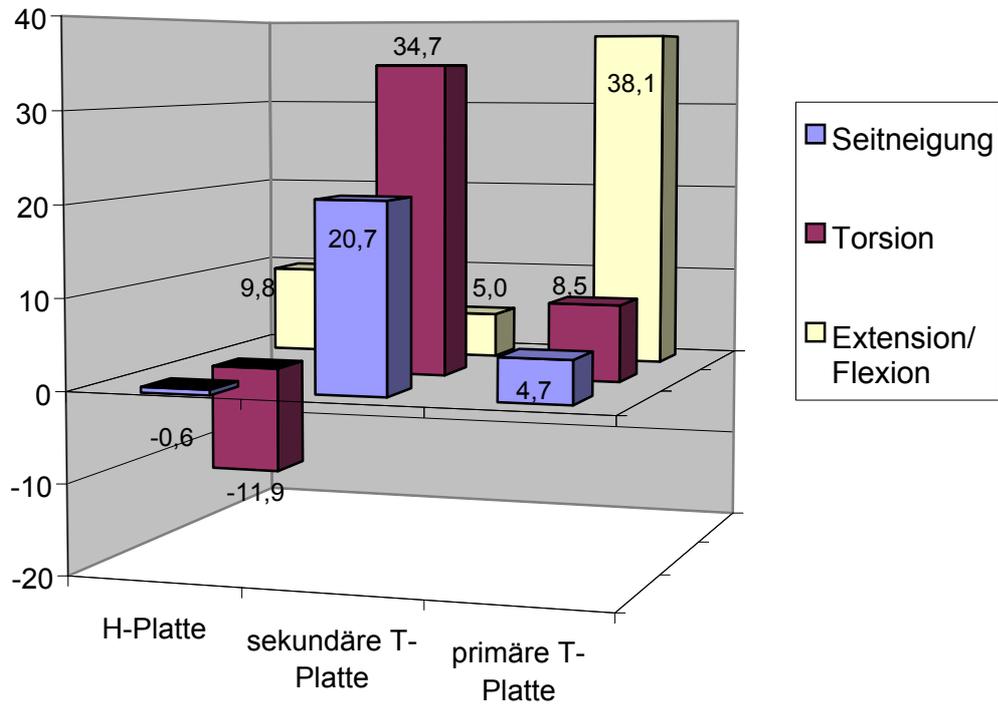


Grafik 7: ROM und NZ für Seitneigung, Mittelwert und Standardabweichung im Versuch B

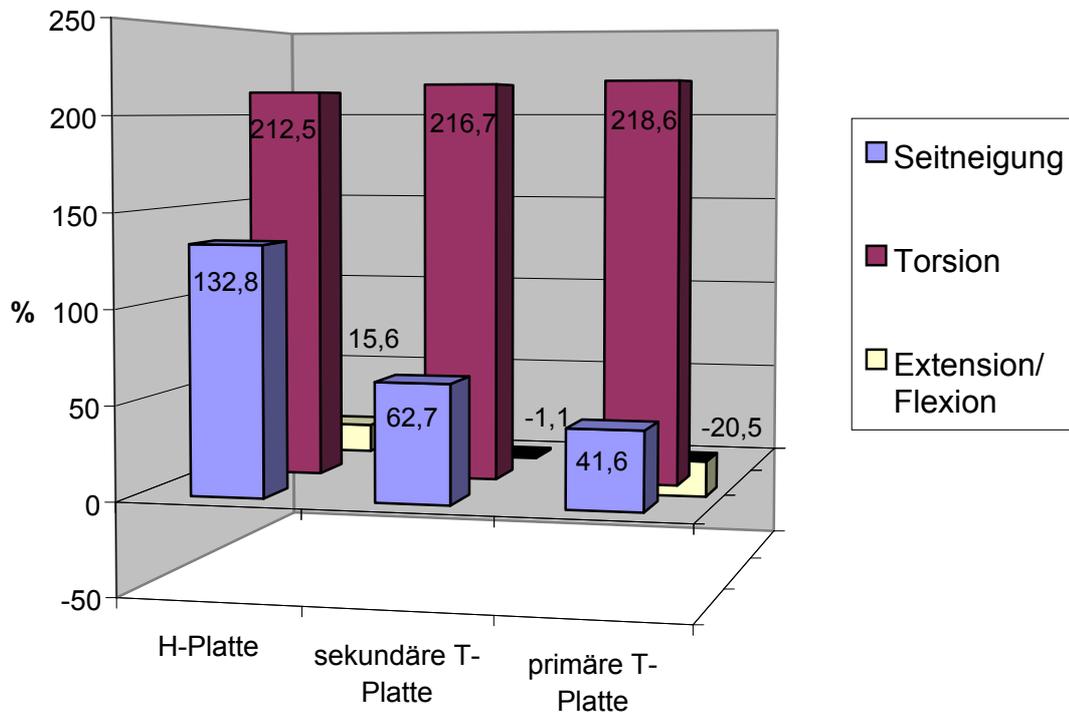


Grafik 8: ROM und NZ für Torsion, Mittelwert und Standardabweichung im Versuch B

4.5 Vergleich der relativen Steifigkeits- und NZ-Änderungen der Präparate unter den verschiedenen Konditionen



Grafik 9: Steifigkeitsänderung in Prozent, Kondition stabilisiert versus nativ auf der Basis der ROM für alle drei Achsen



Grafik 10: NZ-Änderungen in Prozent, Kondition stabilisiert versus nativ

Beim Vergleich der relativen Steifigkeitsänderungen zeigt sich, dass mit der T-Platte im Fall der primären und der sekundären Implantation eine Zunahme der Steifigkeit um alle Achsen erreicht wird. Mit der H-Platte konnte die Steifigkeit für Extension/Flexion vergrößert werden, die für die Seitneigung gehalten und für die Torsion nicht gehalten werden.

Der Vergleich der relativen Veränderungen der NZ zeigt, dass für die Extension/Flexion eine Verringerung mit der primär implantierten T-Platte erreicht werden konnte. Unter sekundärer T-Plattenstabilisierung war sie konstant und bei der H-Plattenstabilisierung vergrößert.

Die NZ für Torsion und Seitneigung war unter allen Konditionen auch im stabilisierten Zustand größer als im nativen. Diese Unterschiede sind tendenzieller und nicht signifikanter Natur. Hieraus ergibt sich ein Ranking nach erreichbarer Stabilität wie folgt: T-Platte primär > T-Platte sekundär > H-Platte.

5 Diskussion

5.1 Entwicklung der ventralen Fusionsoperation an der Halswirbelsäule

5.1.1 Die präoperative Ära

Verletzungen der Halswirbelsäule und deren Behandlung sind seit langer Zeit Gegenstand der medizinisch wissenschaftlichen Diskussion. Im Papyrus „Edwin Smith“, welches aus der Zeit um 2500 v. C. stammt, werden bereits zervikale Wirbelverletzungen erwähnt. Behandelt wurde damals mit diversen Verbänden und Immobilisation durch Bettruhe oder langes Sitzen. Obwohl die Fälle, die mit einer Tetraplegie einher gehen, als nicht behandelbares Leiden klassifiziert werden, ist die klinische Symptombeschreibung der Tetraplegie sehr genau. Über die damals üblichen diagnostischen Methoden ist nichts verzeichnet (53).

Im Werk des Hippokrates finden sich ebenfalls Beschreibungen von Wirbelfrakturen. Die empfohlenen Behandlungsstrategien sind invasiver. Es werden sehr genau Techniken zur Extensionsbehandlung und Methoden zur geschlossenen Reposition beschrieben. Die Prognose einer Tetraplegie in Folge einer Halswirbelfraktur wird auch hier als infaust beschrieben (34). Die beiden oben genannten Techniken sind auch heute noch Bestandteil der Behandlung von Halswirbelsäulenverletzungen (2, 6, 35, 43, 81, 92).

Von einigen Autoren wurden sie in Abwandlung bis in die 70er Jahre hinein als nahezu ausschließliche Behandlungsmethoden beschrieben (11, 28).

5.1.2 Die operative Ära: Dorsale Techniken

Erst seit dem Beginn der operativen Behandlung im 19. Jahrhundert gibt es wesentlichen Entwicklungen in der Herangehensweise an Verletzungen und Erkrankungen der zervikalen Wirbelsäule.

Schon vor der Einführung der Anti- und Asepsis berichtet Sir A. Cooper 1837 über eine Laminektomie an der Brustwirbelsäule, die von H. Cline ausgeführt wurde. Er befürwortet das aggressiv chirurgische Vorgehen bei Verletzungen der Wirbelsäule, beklagt aber, noch keine eigenen Erfahrungen zu haben (17).

1891 beschreibt B. E. Hadra als erster eine dorsale Drahtcerclagetechnik zur Stabilisierung zweier Halswirbel bei tuberkulöser Destruktion der Halswirbelsäule zur Entlastung des ventral gelegenen osteolytischen Bereichs. Er führt an, dass diese Technik auch zur Stabilisierung von Frakturen verwendet wird (20).

1895 erwähnt auch T. Kocher in seiner Operationslehre die Technik der Laminektomie an der Lendenwirbelsäule. Als Indikation nennt er die Dekompression des Rückenmarks bei Tumoren und Frakturen (41).

B. Stookey berichtet 1928 über die Entfernung spinaler zervikaler Chondromata über einen hinteren transduralen Zugang (76). 1929 folgt W. E. Dandy mit einer Beschreibung lumbaler Bandscheibenvorfälle und deren operativen Behandlung über einen vergleichbaren Zugang (20). Auch bei W. J. Mixer and J. S. Barr findet sich 1934 eine Fallbeschreibung eines zervikalen Bandscheibenvorfalles, der über einen dorsalen Zugang entfernt wurde (47).

Die Technik der dorsalen Drahtcerclage wird von W. Cone 1937 um die Empfehlung zur Fusion durch die Anlage eines dorsalen Spans erweitert (16). W. E. Gallie veröffentlicht 1939 eine ähnliche Technik (24). Eine genaue Beschreibung der weiter entwickelten Technik zur dorsalen Fusion durch Drahtcerclage und Spananlage folgt 1942 von W. A. Rogers (63).

F. C. Durbin berichtet 1957 über eine Serie von 63 Patienten, die Frakturen und diskoligamentäre Verletzungen der Halswirbelsäule erlitten hatten und die mit einer dorsalen Cerclage und Anlage eines Spans dorsal mehr oder weniger erfolgreich behandelt wurden (21).

In der nächsten Phase der Entwicklung werden die Drähte von R. und J. Judet und R. Roy-Camille 1970 durch eine Platte zur hinteren Verschraubung an den Gelenkfortsätzen ersetzt (36). In der Folge entwickelt F. Magerl daraus die Hakenplatte zur hinteren Stabilisierung der Halswirbelsäule (82).

Bis in die 70er Jahre des 20. Jahrhunderts sind die hinteren Operations- und Stabilisierungstechniken die Methode der Wahl. Trotz der guten Stabilität, die mit dieser Methode erzielt werden kann (77, 83), wurde nicht in allen Fällen ein befriedigendes Ergebnis erreicht.

Probleme bereiteten die schlechten Revisionsmöglichkeiten für den Bandscheibenraum und den Wirbelkörper sowie das hohe Risiko für

Verletzungen des Halsmarks und der zervikalen Nervenwurzeln bei einem Zugang von hinten. Insbesondere gilt dies für mittig gelegene Prozesse (58). Vor diesem Hintergrund wird in den 50er Jahren eine Methode zur operativen Stabilisierung der Halswirbelsäule und zur Revision des Spinalkanals über einen ventralen Zugang zur Halswirbelsäule entwickelt (1, 14, 61).

Die Technik der ventralen Diskografie an der Halswirbelsäule zu diagnostischen Zwecken hatte sich bereits einige Zeit vor den operativen Methoden etabliert und bildete sicherlich eine der Grundlagen für die Idee dieses Zugangs (14, 69).

Interessant ist, dass bereits 1895 A. Chipault einen ventralen Zugang zur Halswirbelsäule beschrieben hat (12), der auf eine Veröffentlichung H. Burckhardts aus dem Jahre 1888 zurückgeht (7). Dieser berichtet über die Entlastung retropharyngealer Abszesse.

Obwohl ein ventraler Zugang zur Halswirbelsäule schon lange bekannt war, wurde er für unten genannte Indikationen nicht benutzt. Zumindest wird bis in die 50er Jahre hinein darüber nicht berichtet.

5.1.3 Die operative Ära: Ventrale Techniken

1955 berichten R. A. Robinson und G. W. Smith über die ersten acht erfolgreich durchgeführten ventralen Operationen zur Behandlung zervikaler degenerativer Diskopathien (61). 1958 wird von denselben Autoren eine dezidierte Beschreibung der Operationstechnik zur Ausräumung zervikaler Bandscheiben mit nachfolgender Verblockung des Intervertebralraums durch einen Beckenkammspan von ventral bei degenerativen Bandscheibenschäden und degenerativen Instabilitäten veröffentlicht (70).

Im selben Jahr berichtet R. B. Cloward über eine ventrale Halswirbelsäulenoperationstechnik bei degenerativen Bandscheibenveränderungen (14). Zur Fusion benutzt er einen präformierten Knochendübel in Anlehnung an eine Technik, die von B. R. Wiltberger 1953 für die Fusion lumbaler Wirbelkörper nach Diskektomie beschrieben wurde (91).

R. W. Bailey und C. E. Badgley beschreiben 1960 eine vordere Stabilisierungsoperation der Halswirbelsäule bei einer 21-jährigen Frau wegen einer Wirbelkörperosteolyse des HWK 4 und 5 durch einen

Riesenzelltumor. Diese wurde bereits 1952 ausgeführt. Zur Überbrückung des Resektionsdefektes nach Korporektomie HWK 4 und 5 wurde ein langer Knochenspan verwendet (1). Sie nennen als Indikation für eine ventrale Stabilisierung der Halswirbelsäule entzündliche und tumoröse Läsionen, Instabilitäten und spontane Fehlstellungen nach vorangegangener Laminektomie wegen Tumors oder Trauma und einen Fall diskoligamentärer Instabilität nach HWS-Distorsion.

In der ersten größeren Verlaufsstudie an 56 Patienten mit degenerativen Erkrankungen der Halswirbelsäule aus dem Jahre 1962 von R. A. Robinson werden in 75% gute bis sehr gute Ergebnisse bei einer Rate von 13% ausbleibender Fusionen beschrieben. Im Gegensatz zu anderen Arbeiten werden hier keine Spandislokationen beschrieben (62).

1961 beschreibt R. B. Cloward als erster die ventrale zervikale Fusion mittels eines Knochendübels als Behandlungsmöglichkeit akuter Frakturen. Er berichtet über 11 Patienten. Eine Fusion wurde in jedem Fall erreicht, wobei sich aber in 50% der Fälle postoperativ eine kyphotische Fehlstellung ausbildete, die angeblich funktionell irrelevant war (15).

Neben dem seitlich/vorderen Zugang, wie er von W. O. Southwick (73), G. W. Smith (70) und R. W. Bailey und C. E. Badgley (1) vorgeschlagen wurde, gab es auch die Idee, einen transthyreohyoidalen Zugang zu den HWK 2 bis 4 zu benutzen. Grundlage für diesen Weg war der schon lange bekannte Zugang zum Kehlkopf von Malgaigne und Langenbeck (22). Dieser setzte sich aber aufgrund der hohen Infektionsrate nicht durch.

Mit der Verbreitung der ventralen Fusionstechniken an der Halswirbelsäule kam es auch zu Komplikationen. Im Besonderen wurden in den 60er Jahren postoperative Fehlstellungen (1, 15, 28, 55, 75, 58), verzögerte oder ausbleibende Fusionen (15, 62), ungenügende Stabilität insbesondere bei Verletzungen der Facettengelenke und der interlaminären Bänder (55, 75) und Spandislokationen nach ventral und dorsal beschrieben (28, 43, 45, 55, 75).

5.1.4 Die ventralen Halswirbelsäulenplatten

Zur Sicherung der Späne nach ventral sind vordere Drahtcerclagetechniken nach R. B. Cloward und H. Junghanns angewendet worden. H. Junghanns

entwickelte einen vorderen Stabilisator, der allenfalls eine Spandislokation nach ventral verhindern konnte, aber keine zusätzliche Stabilität erzeugte (37).

Erst mit der Beschreibung der ASIF-Platte (H- oder HH-Platte) für die vordere Verplattung der Halswirbelsäule durch R. D. Orozco 1970 fand die Methode der vorderen Verplattung der Halswirbelsäule weitgehende Anerkennung (52).

In einer späteren Veröffentlichung berichten J. Böhler und T. Gaudernak seit 1964 ventrale Verplattungen mit Kleinfragmentplatten durchgeführt zu haben (3).

In der Folge wurden die Implantate weiterentwickelt. Weite Verbreitung fand die 1981 erstmals öffentlich vorgestellte Trapezplatte nach W. Caspar. Sicherlich spielte für die Verbreitung eine Rolle, dass W. Caspar als Erster neben dem Implantat ein komplettes Instrumentarium für die vorderen Verplattungsoperationen entwickelte (9).

1986 wurde von E. Morscher das CLSP (Cervical Locking-Screw-Plate) System entwickelt. Synonym wird später auch der Begriff Cervical-Spine-Locking-Plate CSLP benutzt (72). Dieses erstmals vollständig aus Titan gefertigte Implantat bietet eine intrinsische Stabilität, durch die eine bikortikale Fixation, wie bei der Caspar-Platte (1, 3, 51, 78), nicht mehr notwendig ist (49, 50).

Auf der Grundlage der Philosophie der intrinsischen Stabilität wurden eine Reihe weiterer Implantate entwickelt. Eines der Implantate, welches auch weite Verbreitung gefunden hat, ist die Orion-Platte (23, 31).

Ein anderer Grundgedanke zur Vermeidung der bikortikalen Fixation ohne eine geringere Stabilität in Kauf nehmen zu müssen ist der, den Halt der Schraube im spongiösen Knochen zu verbessern. Einen neuen Weg zur Lösung dieses Problems beschreitet F. Lesoin 1983 als er eine Spreizdübelschraube entwickelt, um einen erhöhten Auszugswiderstand zu erreichen (44).

1999 wurde dieser Gedanke wieder aufgegriffen und es wurde ein Implantat zur monokortikalen Fixation der Halswirbelsäulenplatten entwickelt, welches Gegenstand dieser Arbeit ist.

5.2 Diskussion der Materialien und Methoden

5.2.1 Die Präparate, Lagerung und Vorbereitung

Humane Halswirbelsäulenpräparate waren und sind Gegenstand zahlreicher biomechanischer Untersuchungen einerseits zur Ermittlung der mechanischen Eigenschaften im nativen Zustand (46, 60, 68, 85, 86) und andererseits zur Ertestung der biomechanischen Eigenschaften medizinischer Implantate in vitro (27, 39, 42, 56, 57, 59, 65, 71, 72, 83).

Problematisch ist bei humanen Präparaten, dass es große interindividuelle Unterschiede gibt. Insbesondere gilt dies, wie auch in dieser Arbeit gezeigt wurde, für die BMD (56, 59, 65). Ebenso können osteodegenerative und osteodestruktive Prozesse vorliegen, die die biomechanischen Eigenschaften sowie die sterischen Verhältnisse an der Vorderseite der Präparate stark verändern.

Um eine Aussage unabhängig von den oben genannten Bedingungen über die biomechanischen Eigenschaften eines Implantates zu bekommen, wurden auch Halswirbelsäulenpräparate von Schafen, Schweinen und Kälbern für die Testung medizinischer Implantate herangezogen. Es wurde darauf geachtet, dass die Tiere annähernd ein gleiches Alter, das gleiche Geschlecht und Gewicht hatten. Damit gab es kaum Unterschiede zwischen den Präparaten. Vor allem lagen keine degenerativen oder destruktiven Veränderungen vor (27, 74, 77).

Da die hier vorgelegte Untersuchung weitestgehend an die In-vivo-Bedingungen angenähert werden sollte und da heute auch zunehmend bei älteren Patienten ventrale Spondylodesen an der Halswirbelsäule durchgeführt werden (6), bei denen oben beschriebene Veränderungen (insbesondere eine verminderte BMD) vorliegen (94), wurden humane Präparate für die Testungen herangezogen. Diese Aussagen stimmen mit der klinischen Praxis und Erfahrung des Untersuchers überein und konnten betreffend die BMD in dieser Untersuchung dahingehend bestätigt werden, dass bei dem relativ hohem Alter der Körperspender eine verminderte mittlere BMD der Halswirbelkörper vorlag.

Zum Umgang mit den Präparaten von der Entnahme bis zur Präparation herrscht in der Literatur eine einhellige Meinung vor. Wie auch in der

vorliegenden Untersuchung wurden die Präparate noch mit der Muskulatur in zwei bis drei Plastefolien gewickelt, verschweißt und bei mindestens -20°C tiefgefroren.

Auf keinen Fall sollten formalinfixierte Präparate verwendet werden, da sich die biomechanischen Eigenschaften dadurch stark verändern (89).

Aufgetaut wurden sie bei 4°C , anschließend bis auf die Bänder, Knochen und Bandscheiben von der Muskulatur befreit und dann für die Untersuchungen aufbereitet (27, 42, 56, 57, 65, 68, 71, 72, 83).

Seit 1998 gibt es eine Empfehlung für den Umgang mit biologischen Präparaten und die Durchführung von biomechanischen Untersuchungen (90). Der einzige Punkt, in dem unser Vorgehen von diesen Empfehlungen im Bezug zur Vorbereitung und Lagerung abweicht, ist der, dass wir erst direkt vor der Testung die endgültige Präparation wie oben genannt vorgenommen haben.

Bis zum Versuch wurden die Präparate in Tücher gewickelt, die in 0,9%iger NaCl-Lösung getränkt waren. Während des Versuchs wurden die Präparate mit Wasser besprüht. Unter solchen Bedingungen behalten die Präparate ihre biomechanischen Eigenschaften bei Raumtemperatur zu 90 % für mindestens 20 Stunden (88).

5.2.2 Fixierung des Präparats im Versuchsstand und Anzahl der Segmente des Präparats

Die Fixierung der Präparate an den Aufnahmen durch PMMA-Blöcke ist ebenfalls eine weitverbreitete Methode. Wie in der vorgelegten Untersuchung wurden auch bei Versuchen anderer Arbeitsgruppen zur Verbesserung der Befestigung des Präparats im Kunststoffblock Schrauben in die Gelenkmasse eingedreht und mit eingegossen (39, 54, 59, 60, 72).

In der Mehrzahl der veröffentlichten Studien wurden oligosegmentale Präparate verwendet (57, 77, 27, 42, 74, 65, 46, 60, 68). Daraus resultiert, dass unweigerlich mehrere Segmente das Bewegungsausmaß realisieren, welches gemessen wurde. Auch H.-J. Wilke empfiehlt trisegmentale Präparate, bleibt aber eine Begründung für den Vorteil dieser Methode schuldig (90). In späteren Arbeiten dieser Arbeitsgruppe zu monosegmentalen ventralen Halswirbelsäulenfusionen benutzt er dann auch

monosegmentale Präparate (39).

Um den Einfluß der zwei freien FSUs auf die ROM des zu untersuchenden Segments auszuschalten, wurden in einer anderen Untersuchung transfixierende Schrauben durch den jeweils eingebetteten in den benachbarten Wirbel eingebracht, so dass nur noch das zu untersuchende Segment beweglich war (72).

In der vorliegenden Untersuchung wurden monosegmentale Präparate, also einzelne FSUs, verwendet. Dadurch bezieht sich die gemessene ROM zwangsläufig nur auf das zu untersuchende Segment. Ein zweiter Vorteil in dieser Methode liegt darin, dass ein seitliches Verbiegen des Präparates durch die axiale Vorlast, wie es für oligosegmentale Präparate beschrieben worden ist (46, 54), praktisch ausgeschlossen ist.

5.2.3 Der Versuchsstand

Zur Durchführung biomechanischer Testungen wurden und werden verschiedene Prüfstände bzw. Maschinen benutzt.

In etwas älteren Studien wurde die Last mit definierten Gewichten über Rollen und Seilzüge auf das zu untersuchende Präparat gebracht (13, 65, 79). In Abwandlung erlebt diese Technologie in jüngster Zeit eine Renaissance. Hintergrund dafür ist der Versuch auf oligosegmentale Präparate eine Vorlast zu bringen und durch bestimmte Seilführungen am Präparat ein seitliches Ausweichen des Präparats und eine Verstärkung des Beugemoments durch die Vorlast zu verhindern (46, 54).

H.-J. Wilke beschreibt einen speziell entwickelten spinal loading simulator (87). In seiner Empfehlung für biomechanische Versuche (90) formuliert dieser Autor folgende fünf Bedingungen für eine Testvorrichtung:

1. Die Präparate sollen sich in allen sechs Freiheitsgraden (bzw. um die drei Achsen des Raums) frei bewegen können,
2. Jeder der sechs Freiheitsgrade soll separat angesteuert werden können,
3. Alle möglichen Kombinationen unter den sechs Freiheitsgraden sollen appliziert werden können,
4. Stufenförmiger oder rampenförmiger Belastungsaufbau soll möglich sein und

5. Die kontinuierliche Prüfung der Präparate in positiver und negativer Richtung um eine Achse soll möglich sein.

Eine solche speziell angefertigte Testmaschine wurde und wird nicht von allen Arbeitsgruppen verwendet. M. R. Grubb benutzt eine modifizierte „Instron 1125“-Universaltestmaschine (27). J. M. Spivak verwendet eine „Instron 1321“-Maschine (74). C. Ulrich testet mit einer „Zwick 1454“-Materialprüfmaschine (83).

Eine andere Universaltestmaschine, die „Bionix 858“, wurde von C. E. Sutterlin 1988 (77), S. A. Smith 1993 (72) und J. S. Kirkpatrick 1999 (40) benutzt. Auch die hier vorgelegten Untersuchungen wurden an einer MTS „Bionix 858“ durchgeführt.

Um den oben genannten Anforderungen an einen biomechanischen Prüfstand gerecht zu werden, wurde der Aktuator der Bionix mit einer Umlenkvorrichtung und der Tisch mit einem in der horizontalen Ebene frei beweglichen Aufsatz versehen (X/Y-Tisch).

5.2.4 Messung der Daten

Für die Messung der Daten aus denen die ROM berechnet wurde, wurden in der Literatur verschiedenen Methoden beschrieben.

C. Ulrich benutzt 1987 zwei direkt an den sich bewegenden Wirbel angekoppelte Bewegungsfühler (HBM/W10). Die ROM wurde aus dem Bewegungsausschlag in der vertikalen Achse an der Wirbelkörperhinterkante, dem Bewegungsausschlag in der Saggitalebene an der Wirbelkörpervorderfläche und dem saggitalen Abstand der zwei Meßpunkte berechnet (83). In einer späteren Arbeit aus demselben Labor von R. Kalff wird diese Technologie beibehalten (38).

C. E. Sutterlin benutzt ein vorderes und hinteres Extensiometer am Präparat und einen Aktuator darüber, der axiale und rotatorische Bewegungsausschläge messen konnte. Unter dem Präparat war eine biaxiale Meßdose angeordnet, welche die Torsionsmomente und die einwirkende Kraft maß. Aus diesen Daten konnte dann das Bewegungsausmaß und die Steifigkeit des Präparats berechnet werden (77). In einer 1993 veröffentlichten Studie beschreibt S. A. Smith die Technologie,

über eine Umlenkvorrichtung eine axiale Kraft in ein Moment umzuwandeln. An das Scharnier dieser Vorrichtung war ein elektronischer Winkelmesser angekoppelt, aus dessen Datenausgabe die ROM berechnet wurde (72).

Die Arbeitsgruppe um H.-J. Wilke benutzt ein ultraschallgestütztes Bewegungsanalysesystem „Zebris 50/4“ (59). Dies hat den Vorteil, dass kontaktlos gemessen werden kann und dass ein Segment aus einem oligosegmentalen Präparat heraus isoliert gemessen werden kann.

A. G. Patwardhan verwendete ein optoelektronisches System auf Infrarot-Basis zur Messung der Bewegungsausschläge. Die Messung der Kräfte und Drehmomente erfolgte durch eine unter dem Präparat angebrachten 6-Komponenten-Meßdose (54).

Eine ähnliche, etwas komplexere Methode, auch auf der Basis von Infrarotstrahlung, wird in Arbeiten erwähnt, die in Zusammenarbeit mit V. K. Goel entstanden sind (13, 65, 79).

In der vorliegenden Studie wurde eine Technologie in Anlehnung an die oben erwähnte von C. E. Sutterlin angewendet. Aus dem Produkt der axial wirkende Kraft des Aktuators der MTS und der Länge des wirkenden Hebels lässt sich das Drehmoment errechnen. Somit liegen auf relativ einfache Weise die notwendigen Daten vor, aus denen sich die ROM und die NZ berechnen lassen.

Für die Torsionsprüfung konnte die direkte Datenausgabe des Drehmoments und des Torsionswinkels der MTS-Materialprüfmaschine benutzt werden.

5.2.5 Vorlast

Viele Studien sind ohne die Applikation einer Vorlast erfolgt (13, 38, 79, 83). Unter In-vivo-Bedingungen ist aber auch in Ruhe und Neutral-Nullstellung eine Kraft an der Halswirbelsäule wirksam, die sich aus dem Kopfgewicht und der Muskelspannung zusammensetzt. Nachweislich verändert diese Vorspannung die biomechanischen Eigenschaften der Halswirbelsäule insbesondere für Extension und Flexion (54).

Über die absoluten Kräfte, die in vivo an der Halswirbelsäule im Sinne einer in vitro aufzubringenden Vorlast wirken, herrscht in der Literatur Uneinigkeit. S. Hattori maß in vivo intradiskale Drücke an der unteren Halswirbelsäule (30). Unter der Annahme einer mittleren Fläche der Bandscheibe von 255

mm² lässt sich eine vertikal wirkende Kraft von 75 N in Ruhe und Neutralnullstellung und 155 N in Streckung berechnen (46). In einer anderen Studie wurden Kompressionskräfte von 122 N in Neutralnullstellung und 1164 N in Streckung beschrieben (48). In einer nächsten Studie werden 100 N allein für die wirkende Muskelkraft angesetzt (54).

Wenn man, wie in dieser Untersuchung und auch in anderen (46), 100 N als insgesamt wirkende Kraft annimmt liegt dies zumindest im Bereich des Möglichen im Bezug auf die oben aufgeführten Untersuchungen, was die Neutralnullstellung betrifft. Dieser Zustand ist natürlich unbefriedigend aber aus Sicht des Autors zur Zeit nicht zu ändern.

Die Auflagevorrichtung des Vorlastgewichtes war so konzipiert, dass die Kraft auf Höhe des oberen Wirbel des Präparates eingeleitet wurde. Die Auflagevorrichtung war rigide mit der oberen Präparataufnahme verbunden, so dass hier auch während der Bewegungen keine Veränderung möglich war. In einer entsprechenden Untersuchung konnte gezeigt werden, dass mit dieser Methode zusätzliche Drehmomente durch das Vorlastgewicht weitestgehend verringert werden, was bei anderen Techniken durchaus nicht der Fall ist (18).

5.2.6 Drehmoment, Belastungsaufbau und Anzahl der Testzyklen

Es gibt eine Kontroverse darüber, ob ein Last-kontrollierter oder ein Auslenkungs- bzw. Weg-kontrollierter Testablauf grundsätzlich zu bevorzugen ist (26).

Im Last-kontrollierten Modus bewegt sich das Präparat frei nach seinen Eigenschaften, bis durch die Spannung im Gewebe eine der applizierten Last entsprechende Kraft aufgebaut ist. Die Auslenkung variiert in Abhängigkeit von der Steifigkeit des Präparates. Kann im Präparat keine der einwirkenden Last entsprechende Spannung aufgebaut werden, kommt es theoretisch zu einer unendlichen Auslenkung. Dies bedeutet, dass das Präparat seine strukturelle Integrität verliert.

Im Weg-kontrollierten Modus entsteht ein Problem in der entgegengesetzten Situation, d. h. bei einem sehr rigiden Präparat. Hier würde die Kraft theoretisch bis zum strukturellen Versagen des Präparats bzw. des Implantats gesteigert werden. Der Vorteil dieser Methode zeigt sich aber wie

oben erwähnt bei sehr instabilen Präparaten, bei denen dann die im Präparat entstehenden Kräfte mit einer Meßdose festgestellt werden können und die strukturelle Integrität gewahrt bleibt, da die Auslenkung begrenzt ist.

In der vorliegenden Arbeit wurde im Wesentlichen ein Last-kontrollierter Versuchsablauf verwendet. Es wurden definierte Drehmomente auf das Präparat gebracht.

Es gibt grundsätzlich zwei Methoden, den Belastungsaufbau zu gestalten. Beide finden Anwendung im Rahmen biomechanischer Untersuchungen. Einerseits wird ein stufenförmiger (42, 65, 79) und andererseits ein rampenförmiger Belastungsaufbau beschrieben (27, 40, 59, 68, 74, 77).

Der Lastaufbau erfolgte in der vorgelegten Untersuchung rampen- und nicht stufenförmig, um eine kontrollierte gleichmäßige und keine ruckartige Bewegung zu produzieren. Nach Ansicht des Untersuchers entspricht die gleichmäßige Bewegung eher den In-vivo-Bedingungen. Durch den aufgrund der technischen Eigenschaften der Prüfmaschine begrenzten Stempelvorschub war auch eine Wegbegrenzung für den Fall des hoch instabilen Präparates zwangsläufig im Protokoll enthalten. Der Last-kontrollierte Modus war also aus oben genannten Gründen, nach Ansicht des Autors sinnvoll, um die Weg- und Geschwindigkeitskomponente erweitert.

In der Literatur finden sich verschiedene Angaben über die applizierten Drehmomente. Diese reichen von 0,17 Nm (71) über 1 Nm (65), 2,2 Nm (72), 2,45 Nm (42), 2,5 Nm (74), 2,7 Nm für Extension/Flexion und 3 Nm für Torsion (27) bis zu 5 Nm (68). In den von H.-J. Wilke entscheidend mitentwickelten Testempfehlungen wird als an der Halswirbelsäule zu applizierendes Drehmoment 2,5 Nm angegeben (90). Dies wird dann auch in den Arbeiten aus diesem Labor so gemacht (39, 59, 60).

In einer sehr gründlichen Untersuchung mit der Frage nach der Größe der Drehmomente, die in vitro ein ähnliches Bewegungsausmaß der Untersuchungsobjekte provozieren wie sie in vivo beobachtet wurden, werden 2 Nm für die Extension/Flexion und die Seitwärtsneigung und 4 Nm für die Torsion angegeben (46).

Es wurden auch die Drehmomente untersucht, denen die Halswirbelsäule ohne Strukturalteration widerstehen kann, bzw. bei denen sie strukturell insuffizient wird. Die ermittelten Werte für die Flexion, bei denen eine Insuffizienz des Präparats auftrat, lagen in Abhängigkeit von der

segmentalen Höhe und der axialen Vorlast bei durchschnittlich 12,5 Nm ohne Vorlast und bei durchschnittlich 12,1 Nm unter 25° Beugung und durchschnittlich 2158 N axialer Last (68).

Für die vorgelegte Untersuchung wurden 2,5 Nm Drehmoment für alle Bewegungsrichtungen angewendet. Dieser Betrag liegt im Mittelfeld der von anderen Arbeitsgruppen beschriebenen und benutzten Drehmomente, entspricht den Empfehlungen von H.-J. Wilke (90) und bewegt sich im Bereich der von T. Miura angegebenen Werte (46). Des Weiteren liegen diese Werte deutlich unter denen von M. Shea (68) angegebenen Werten, die die Belastungsgrenze humaner Halswirbelsäulenpräparate beschreiben.

Es konnte in speziellen Untersuchungen gezeigt werden, dass der Einfluß der Geschwindigkeiten der Bewegung im Bereich zwischen 0,05 –5°/s für Rotationsbewegungen und 0,5 –5mm/s für Scher- Vertikalbewegungen zu vernachlässigen ist (68). H.-J. Wilke gibt diesen Bereich für Rotationsbewegungen mit 0,6-5,1°/s an (88). Die Weg- bzw. Winkelgeschwindigkeit lag in diesem Versuch zwischen 1,1 und 1,5 °/s und damit in dem unter anderem auch von H.-J. Wilke empfohlenen Intervall.

Um die ROM und die NZ zu bestimmen, wurde immer der dritte Bewegungszyklus ausgewertet. Dies entspricht den allgemein anerkannten Testempfehlungen und wird auch so wiederholt in der Literatur berichtet (59, 90, 46, 68).

5.2.7 Ermittlung der BMD

In einigen Studien wurde die BMD mittels quantitativer digitaler Projektionsradiografie ermittelt (13, 42, 64, 65, 72, 74). Hierbei ist problematisch, dass immer ein Summationsbefund aus Wirbelkörper und seitlichen oder hinteren Fortsätzen und aus kortikaler und trabekulärer BMD gemessen wird.

Als gezieltere Methode zur BMD-Messung steht die quantitative Computertomografie zur Verfügung. Seit der Arbeit von P.-M. Zink ist diese Methode auch an der Halswirbelsäule validiert (94). Auch die Arbeitsgruppe um D. Weishaut beschreibt die Anwendung der QCT zur Bestimmung der BMD in Halswirbelkörpern (84). Mit dieser Methode kann man getrennt die trabekuläre, kortikale und durchschnittliche BMD der Wirbel bestimmen.

Aufgrund der deutlich höheren Differenziertheit dieses Verfahrens wurde es von uns bemüht, um die BMD-Werte der Präparate zu ermitteln. Die Anwendung dieses Verfahrens im Rahmen biomechanischer Untersuchungen wird auch von anderen Autoren berichtet (59, 39, 56).

5.2.8 Testkonditionen der Präparate

Das Läsionsmuster, welches in dieser Studie dem Präparat beigebracht wurde, ist aus mehreren Gründen so gewählt worden:

1. Es sollte möglichst eine signifikant erhöhte Instabilität für alle drei Achsen des Raums erreicht werden.
2. Die Testung der Implantate sollte unter Bedingungen erfolgen, die einem Worst-Case-Szenario entsprechen.

Zu 1.:

M. Richter konnte zeigen, dass unter Belassung nur des hinteren Längsbandes und des hinteren Anteils der Bandscheibe eine signifikante Instabilität für die transversale und vertikale Achse erreicht wird. Für die sagittale Achse wurde unter diesen Bedingungen eine nicht signifikante Zunahme der ROM um 24% und der NZ um 48% gesehen.

Die Instabilität wurde in der oben zitierten Untersuchung schrittweise herbeigeführt. Erst bei oben genanntem Muster war auch die Veränderung der ROM und NZ um die Vertikale signifikant erhöht. Für die Transversale war die ROM und NZ schon nach Durchtrennung des vorderen Längsbandes signifikant erhöht (60).

Um auch eine signifikante Instabilität um die Sagittale zu erhalten, hätten die Präparate vollständig durchtrennt werden müssen. Eine vollständige Durchtrennung der die Wirbel verbindenden Strukturen sollte aber nicht erfolgen, damit die räumliche Integrität des Präparats gewahrt bleiben konnte.

Die in der vorgelegten Untersuchung beobachteten Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften der Präparate durch die subtotale Läsion (Belassung des hinteren Bandscheibendrittels und des hinteren Längsbandes) stimmen mit den Ergebnissen der oben zitierten Untersuchung überein.

Zu 2.:

Da nachgewiesenermaßen insbesondere die hintere Instabilität hohe Anforderungen an das ventrale Implantat stellt (83, 77), wurde eine solche in das Läsionsmuster mit aufgenommen. Ein fast identisches Muster wurde in der Literatur beschrieben, um eine Teardropfraktur zu simulieren (79).

5.3. Ergebnisse

5.3.1. BMD Werte

Zum Vergleich der absoluten BMD-Werte stehen relativ wenig Daten zur Verfügung. Ursache dafür ist, dass bis zur Mitte der 90er Jahre die BMD mittels projektionsradiografischer Verfahren ermittelt wurde (s. o.) und zur Zeit noch keine große Anzahl von Studien vorliegt, die die QCT zur BMD-Bestimmung nutzten. Einen Vergleich absoluter Werte, die mit 2 verschiedenen Methoden gewonnen wurden ist nach Ansicht des Autors nicht sinnvoll.

P.-M. Zink fand in seiner 1997 veröffentlichten Studie an der Halswirbelsäule eine durchschnittliche trabekuläre BMD von 200,7 +/- 48,0 mg/ml. Es wurden 100 Wirbel der unteren Halswirbelsäule untersucht. Das Alter der Körperspender lag bei 56,2 +/- 15,9 Jahren (94). T. Pitzen fand 2002 in einer kleineren aber methodisch identischen Untersuchung 238,9 +/- 38,1 mg/ml als mittlere BMD an der unteren Halswirbelsäule bei einem vergleichbaren Klientel (56). Drei Jahre zuvor waren von derselben Arbeitsgruppe unter ähnlichen Bedingungen 214 mg/ml gefunden worden (57).

In der vorliegenden Studie war das Durchschnittsalter der Körperspender höher (74,3 +/- 12,2). Die ermittelte durchschnittliche trabekuläre BMD von 198,54 +/- 81,06 mg/ml ist deshalb etwas niedriger aber trotzdem vergleichbar.

2001 wurde eine Studie an gesunden Freiwilligen durchgeführt, in der die trabekuläre BMD des HWK 2 und 5, des BWK 12 und des LWK 4 mittels QCT bestimmt wurde. Für den HWK 5 konnte für Frauen eine mittlere BMD von 341,6 +/- 47,9 und für Männer von 300,6 +/- 40,6 mg/ml gefunden werden. Das Durchschnittsalter war in beiden Gruppen 30 +/- 6 Jahre (84).

Wir fanden als mittlere trabekuläre BMD für Frauen 176,92 +/- 44,73 und für

Männer 230,98 +/- 118,49 mg /ml am HWK 5. Das Durchschnittsalter lag beträchtlich höher, für Frauen 72,2 +/- 15,8 und für Männer 77,5 +/- 3,4 Jahre. Wenn das wegen einer Osteolyse im HWK 5 aus der Endauswertung ausgeschlossen Präparat nicht mit in diese Berechnung eingeht, erhält man für Männer 279,50 +/- 83,26 mg/ml und 77,3 +/- 4,1 Jahre.

Im Vergleich der Ergebnisse der letztgenannten Studien und denen der Vorliegenden, ist die Verminderung der trabekulären BMD bei Frauen in Abhängigkeit vom Alter wesentlich deutlicher als bei Männern. Diese Beobachtung wurde auch von P.-M. Zink gemacht (94).

Bei dem Versuch die eigenen BMD-Daten nach Altersabhängigkeit auszuwerten, konnten keine signifikanten und zum Teil gegenläufige Beziehungen gezeigt werden und werden deshalb hier nicht diskutiert. Die Ursache dafür liegt im wesentlichen in der kleinen Fallzahl von 6 weiblichen und 3 männlichen Präparaten.

Die durchschnittliche trabekuläre BMD der fünften Halswirbelkörper war tendenziell größer als die der sechsten. Der Zusammenhang zwischen der segmentalen Höhe und BMD wurde noch deutlicher, als das Präparat 2, welches wegen einer Osteolyse im HWK 5 nicht in die Endauswertung einging, auch hier außer Acht gelassen wurde. Dieser Unterschied wurde in einer Studie von L. J. Curylo ebenfalls gefunden (19). Interessant ist an dieser Untersuchung auch, dass festgestellt wurde, dass die trabekuläre BMD nach kranial wieder abnimmt. Der HWK 5 hat demzufolge die größte trabekuläre BMD sämtlicher Wirbelkörper.

5.3.2 Anzugsmomente der Schrauben

Die in anderen biomechanischen Untersuchungen gefundenen mittleren Anzugsmomente lagen für die bikortikal fixierte Casparschraube (entsprechend der 3,5 mm Kortikalisschraube dieser Arbeit) im Bereich zwischen 39 (13), 41 (65), 43 (64) und 74 Ncm (56).

Diese Werte korrelieren gut mit denen aus der vorliegenden Studie (41 Ncm). Die monokortikal verankerte 3,5 mm Kortikalisschraube wurde fast ebenso häufig untersucht. Hier fanden sich Werte zwischen 31 (64), 35 (65) und 77 Ncm (56).

In einer weiteren Studie wurden auch die Anzugsmomente der CSLP-

Schrauben untersucht. Hierbei fand man, dass die Anzugsmomente (36 +/- 12 Ncm) der CSLP-Schrauben geringer als die der in derselben Studie getesteten 3,5 mm bikortikal fixierten Kortikalisschrauben waren. Zur Signifikanz dieses Unterschiedes wurde keine Aussage gemacht (13).

Für das in der aktuellen Studie untersuchte Spreizdübelschraubensystem fanden sich in Abhängigkeit von der Kondition, in der es eingesetzt wurde, 46 bzw. 69 Ncm. Diese Werte liegen im Rahmen der oben beschriebenen Arbeiten.

Interessant ist aber, dass das Anzugsmoment im Fall der Primärimplantation und auch im Revisionsfall tendenziell größer war als für die Kortikalisschrauben. Dies stützt die Philosophie des Rettungsimplantats. Des Weiteren ist zu bemerken, dass diese Momente gemessen wurden, bevor die Schraube aufgespreizt wurde. Eine Drehmomentmessung nach dem Aufspreizen wurde unterlassen, um den Effekt der erhöhten Festigkeit der aufgespreizten Schraube nicht durch Überdrehen, welches sich beim Messen des Drehmoments nicht sicher vermeiden lässt, zunichte zu machen. Es ist also nach der endgültigen Fixierung mit einer noch höheren Festigkeit zu rechnen.

5.3.3 BMD und Anzugsmoment der Schrauben

1995 untersuchte T. C. Ryken in einer Studie unter anderem den Zusammenhang zwischen der BMD und dem Anzugsmoment der implantierten Casparschrauben (Kortikalisschrauben) (64). Er fand dabei eine signifikante lineare Beziehung zwischen der trabekulären BMD und dem Anzugsmoment. ($p < 0,0001$, $r = 0,42$) Einschränkend ist an dieser Studie, dass sie an formalinfixierten Präparaten durchgeführt wurde und die BMD mittels QDR (DXA) bestimmt wurde.

Die BMD an sich wird nach der genannten Untersuchung nur geringfügig durch die Formalinfixation beeinflusst. Inwieweit sich aber die kollagene Substanz relevant in ihren Eigenschaften ändert, bleibt offen. Einen Bezug zwischen BMD und Anzugsmoment herzustellen ist auch unter diesen Bedingungen sinnvoll. Die Übertragung dieser Ergebnisse auf In-vivo-Bedingungen ist sicherlich aus oben genannten Gründen nicht sinnvoll.

Eine lineare Beziehung zwischen der trabekulären BMD und dem zu

erreichenden Anzugsmoment der Schrauben wurde aber auch in Studien an frischen Präparaten und mit QCT bestimmter BMD gefunden (56, 93).

In der letztgenannten Untersuchung wurden BMD-Werte beschrieben, unterhalb derer eine Schraubenimplantation (bikortikaler AO-Schrauben) mit ausreichender Festigkeit nicht mehr möglich ist und postoperativ eine äußere Ruhigstellung erfolgen muss. Als Wert wird 180 mg/ml angegeben und eine präoperative BMD-Messung empfohlen (93). Aus Sicht des Autors ist dies sinnvoll.

Auch in der vorgelegten Arbeit konnte eine signifikante lineare Abhängigkeit des Anzugsmoments aller Schraubentypen von der trabekulären BMD zeigen. Der Betrag der erklärten Varianz lag im Bereich der Voruntersuchungen anderer Arbeitsgruppen zwischen 0,7 und 0,8. Bei der Auswertung der Beziehung der kortikalen BMD zum Anzugsmoment der Schrauben zeigte sich ebenfalls eine signifikante lineare Proportionalität mit der folgenden Ausnahme: das Anzugsmoment der primär implantierten Spreizdübelschraube zeigte keine signifikante Beziehung zur kortikalen BMD. Dies resultiert aus der monokortikalen Verankerung und zeigt, dass die Festigkeit in der Spongiosa für dieses Implantat entscheidend ist.

5.3.4 Beziehung BMD und ROM

Das Anzugsmoment an sich ist klinisch nicht so interessant wie die ROM. Die Relevanz der Knochendichte im Bezug zur ROM zeigt sich in der Regressionsanalyse der ROM gegen die BMD.

Wir konnten eine lineare Abhängigkeit für die Extension/Flexion zeigen. Allerdings ist dieser Zusammenhang nur tendenzieller und nicht signifikanter Natur. Die Ursache dafür liegt in der relativ großen Schwankungsbreite der absoluten Werte und der konsekutiv großen Standardabweichung.

Eine ähnliche Beobachtung wurde auch von M. Richter gemacht. Er konnte sogar eine signifikant indirekte Proportionalität nachweisen (59).

Die Werte für den Betrag der erklärten Varianz bewegten sich in der zitierten Untersuchung (59) je nach Implantat zwischen 0,38 für die Spreizdübelschrauben, 0,56 für die CSLP und 0,81 für die H-Platte mit bikortikalen Schrauben. Wir fanden als Betrag der erklärten Varianz 0,15 für die sekundär angewendete T-Platte, 0,32 für die H-Platte und 0,62 für die

primär implantierte T-Platte. Warum sich die Beträge der erklärten Varianz für die bikortikalen Schrauben und die Spreizdübelschrauben im Vergleich der Werte aus den beiden Studien gegenseitig verhalten, bleibt offen.

Im Vergleich der grafischen Analysen der Beziehung BMD zu ROM liegt der Bereich, in dem die Spreizdübelschraubenimplantate einen größeren Stabilisierungseffekt als die bikortikalen Schrauben haben, im osteoporotischen Knochen. Die Grafen der Funktion schneiden sich erst bei einer BMD von ca. 300 bzw. 350 mg/ml. Ab diesem Bereich scheint die bikortikale Fixation wiederum mehr Halt zu versprechen. Diese Zusammenhänge sind tendenzieller und nicht signifikanter Natur.

Wenn man die BMD in Betracht zieht, die physiologischerweise bei knochengesunden Menschen auch im jungen Alter vorliegt, ist der Bereich oberhalb von 350 mg/ml nicht mehr relevant. In einer gezielten Untersuchung wurde als mittlere BMD am HWK 5, der in dieser Studie im Verlauf der gesamten Wirbelsäule die höchste BMD hatte, 300 bei Männern und 341 mg/ml bei Frauen gemessen. Die BMD des HWK 2 lag bei 270 für Männer und 297 mg/ml für Frauen (84).

5.3.5 Ergebnisse anderer Arbeitsgruppen

Einen direkten Vergleich der ROM und der NZ zwischen Arbeiten anderer Arbeitsgruppen herzustellen ist aufgrund der hochvariablen Methoden der Untersuchungen und der Verwendung der verschiedenen Implantate schwierig (13, 27, 42, 65, 71, 72, 74, 77, 79, 83). Allein die relativen Ergebnisse sollen besprochen werden.

Eines der am häufigsten untersuchten Implantate ist die Caspar-Platte mit bikortikaler Schraubenfixation. In zwei Studien wurden gezielt lädierte Präparate mit Caspar-Platten oder hinteren Drahtcerclagen stabilisiert (77, 79).

Die Ergebnisse unterscheiden sich vor allem in der erzielten Steifigkeit für die Extensions/Flexionsbewegung. In der Studie von C. E. Sutterlin (77) wurde gezeigt, dass die Caspar-Platte nur eine geringe Steifigkeitszunahme für die Beugung herstellen kann und die hinteren Cerclage Techniken hier eine viel potentere Methode sind. In den anderen Ebenen zeigten beide Techniken ein ähnliches Verhalten, wobei die Caspar-Platte tendenziell weniger rigide

Ergebnisse erbrachte.

V. C. Traynelis (79) zeigte fast das Gegenteil. Die Caspar-Platte ist in allen geprüften drei Achsen das rigidere Implantat. Der Unterschied zwischen diesen Studien ist, dass bei C. E. Sutterlin nur das vordere Längsband und bei V. C. Traynelis das hintere Längsband mit dem hinteren Drittel der Bandscheibe belassen wurde.

Indirekt zeigt der Vergleich dieser Studien die Bedeutsamkeit der hinteren ligamentären Strukturen für die Stabilität der ventralen Plattenspondylodese der Halswirbelsäule.

Unterstützt wird diese These durch die Arbeit von C. Ulrich, der ähnliche Implantate an diskoligamentär vollständig durchtrennten Segmenten prüfte und die vordere Verplattung in dieser Situation als die am wenigsten rigide Methode befand (83).

Welchen Einfluß die bikortikale Befestigung im Vergleich zur monokortikalen Fixation auf die ROM des instrumentierten Segments hat, ist gezielt untersucht worden. T. C. Ryken zeigte, dass durch die bikortikale Implantation ein signifikant größeres Anzugsmoment zu erhalten ist, die erreichte Primärstabilität aber gleich ist.

Erst nach der zyklischen Belastung zeigte sich, dass die relative Verminderung des Anzugsmoments in der unikortikalen Gruppe wesentlich höher war. Des Weiteren zeigten die Hälfte dieser Präparate eine Insuffizienz der Verbindung zwischen Schraube und Knochen (65). Der Zusammenhang zwischen erhöhtem Anzugsmoment und bikortikaler Schraubenfixation wurde mehrfach bestätigt, z. B. von T. C. Ryken (64) und indirekt durch von I. H. Chen (10).

Dass das höhere Anzugsmoment der bikortikalen Schrauben wider Erwarten nicht hauptsächlich aus der Fassung der hinteren Kortikalis resultiert, wurde 2002 von T. Pitzten in einer speziell unter dieser Fragestellung durchgeführten Studie gezeigt (56). Er kam zu dem Schluß, dass der nachgewiesene Unterschied aus dem durchschnittlich längeren Verlauf der bikortikalen Schrauben durch den spongiösen Knochen entsteht. In den Untersuchungen, in denen der deutliche Unterschied festgestellt worden war, waren verschieden lange Schrauben benutzt und in vielen Fällen die Tiefe des Wirbelkörpers nicht vollständig genutzt worden. Dieser Sachverhalt wurde so auch schon zuvor von J. M. Spivak diskutiert, ohne dass er

konkrete Daten besaß.(74)

Die Implantate der nächsten Generation (winkelstabile Implantate vor allem die CSLP und die Orion-Platte) sind ebenfalls vergleichend mit der Casparplatte getestet worden.

J. D. Clausen fand in der Extension für die CSLP eine schlechtere Primärstabilität als für die Caspar-Platte (13). Dieser Unterschied nahm in der Ermüdungstestung noch zu. Die Seitneigung und die Rotation konnten Aufgrund der großen Streuung der Daten nicht sinnvoll ausgewertet werden. Die gezielte Instabilität bestand in der Durchtrennung der Bandscheibe, des vorderen und des hinteren Längsbandes. Insgesamt schneidet die CSLP hier tendenziell schlechter ab.

J. M. Spivak bestätigte diese Ergebnisse und zeigte, dass mit den Verriegelungsplatten (CSLP, Orion-Platte) keine größere Primärstabilität im Vergleich mit einer bikortikal fixierten H-Platte zu erreichen war. Gegenüber nicht verriegelten unikortikalen Platten war die Primärstabilität besser.

Anders verhielt sich der Sachverhalt nach zyklischer Testung. Danach zeigten die verriegelten Implantate im Vergleich zu den bikortikal und monokortikal fixierten H-Platten keinen wesentlichen Steifigkeitsverlust (74). Zu bemerken ist, dass diese Studie an Lammwirbelsäulen durchgeführt wurde.

Eine andere Arbeitsgruppe fand tendenziell gleiche Eigenschaften für die CSLP und die bikortikal fixierte Caspar-Platte. Für die Beugung der Halswirbelsäule beschrieben sie sogar eine signifikant höhere Steifigkeit der CSLP. Auch kamen die Autoren zu dem Schluß, dass bei einer vollständigen vorderen und hinteren Instabilität kein ventrales Implantat allein in der Lage ist, der Halswirbelsäule eine Stabilität zu geben, die die im nativen Zustand erreicht (27).

Eine Arbeit von H.-J. Wilke (59) ist der hier Vorgelegten in Konzeption und Methodik sehr ähnlich. Beim direkten Vergleich der Ergebnisse kommen jedoch Unterschiede zu Tage, die sich nicht ohne weiteres erklären lassen.

Insbesondere sind dies die großen Unterschiede der ROM für die Präparate im stabilisierten Zustand für Extension/Flexion, wobei die Werte in der Vorgelegten untersuchung den zwei- bis dreifachen Betrag haben. Dies betrifft im Besonderen auch den Vergleich der primär mittels H-Platten stabilisierten Präparate obwohl dieses Implantat ist in beiden Studien nahezu

identisch ist.

Die Werte der ROM und NZ für den nativen und destabilisierten Bereich sind im Gegensatz dazu aber fast gleich.

Des Weiteren sind die Beträge der ROM für Seitneigung und Torsion unter allen Konditionen der Präparate in der Arbeit von H.-J. Wilke um das zwei- bis dreifache größer als in dieser Studie. Für den Unterschied in der Seitneigung ist eine mögliche Ursache, dass durch rotatorische Komponenten in dem darüber und darunter gelegenen freien Bewegungssegment dem untersuchten Segment eine größerer Seitneigung möglich ist.

Beim Vergleich der Steifigkeitsänderung in Prozent zeigt sich aber, dass das prinzipielle Verhalten der Spreizdübelschraubenimplantate in beiden Studien ähnlich ist. Der größte Stabilitätszuwachs konnte für die Extension/Flexion gefunden werden, fällt dann für die Torsion deutlich und ist noch etwas geringer für die Seitneigung.

Ein Rückschluß, ob die trapezförmige Geometrie der Platte Vorteile oder Nachteile für die zu erreichende Steifigkeit des zu fixierenden Segments bringt, ist nicht möglich.

Bei H.-J. Wilke zeigt die H-Platte eine höhere Rigidität für die Extensions/Flexionsbewegung als das entsprechende Spreizdübelschraubenimplantat, aber eine geringere Seitneigungsrigidität als dasselbe. Das grundsätzliche Stabilitätsmuster der H-Platte mit bikortikaler Fixierung war, in der Untersuchung von H.-J. Wilke, das Gleiche wie das des Spreizdübelschrauben-H-Plattenimplantats.

Im Gegensatz dazu zeigte die bikortikal fixierte H-Platte in der vorliegenden Arbeit eine geringe Zunahme der Steifigkeit für die Extension/Flexion, einen Steifigkeitsverlust für die Torsion und eine gleichbleibende Seitneigungssteifigkeit.

Eine mögliche Ursache für diesen Unterschied ist, dass sich die Geometrien der verwendeten H-Platten etwas unterschieden. Das von uns verwendete, nach dem Testergebnis weniger rigide Implantat, hatte Repositionsschlitze und das andere nicht.

5.3.6 Klinische Anwendung und Indikationsstellung der ventralen Plattenspondylodese

Die ersten Erkrankungen, bei denen Indikationen für das ventrale Vorgehen gesehen wurden, waren Tumorosteolysen an der Wirbelsäule (1). Relativ bald wurden dann auch degenerative Erkrankungen mit einer ventralen Fusion behandelt (14, 62, 70). Die ventrale Fusion an der Halswirbelsäule nach der Cloward-Methode zur Behandlung degenerativer Veränderungen an der Halswirbelsäule mit konsekutiver Radikulo- oder Radikulomyelopathien wurde bis in die 90er Jahre erfolgreich durchgeführt (32).

Die Ausweitung der Indikationsstellung auf die Frakturen und Luxationsverletzungen erfolgte dann Anfang der 60er Jahre durch R. B. Cloward (15). Die ventrale Fusion entwickelte sich zu einer etablierten Methode der Frakturbehandlung der Halswirbelsäule (43, 58, 67).

Wegen der oben beschriebenen Komplikationen wie Spandislokation und Ausbildung einer postoperativen kyphotischen Fehlstellung entwickelte sich frühzeitig die Technik der ventralen Verplattung.

Am Anfang wurden einfache Drittelrohrplatten oder handchirurgische Implantate des AO-Instrumentariums verwendet.

Mit der Entwicklung spezieller Implantate fand die ventrale interkorporelle Fusion weltweite Verbreitung. Das Indikationsspektrum reichte von degenerativen Veränderungen über entzündliche und tumoröse Läsionen bis zu Frakturen, Luxationen und Fehlstellungen.

Es wurde überwiegend über gute bis sehr gute Fusions- und Stellungsergebnisse berichtet (2, 3, 25, 31, 33, 43, 49, 51, 78, 92). Die Komplikationsraten lagen zwischen 0 und ca. 15% in kleineren Studien. Insgesamt liegt die aktuelle mittlere Komplikationsrate bei 5-9%.(6, 35)

Auch über die erfolgreiche alleinige Anwendung bei hoch instabilen Tear-Drop-Frakturen wird berichtet. Allerdings mußte in einem Fall der genannten Studie eine zweizeitige dorsale Stabilisierung erfolgen und die Patienten wurden mit einer Halo-Weste über 5,5 und einer steifen Halskrause über weitere 6,5 Wochen nachbehandelt (8).

Über die Bedeutsamkeit der operativen Stabilisierung der Halswirbelsäule auch bei Tetraplegikern haben J. Böhler (4), U. Bötzel (5), F. S. Zeilinger (92)

und andere hingewiesen. Dass durch die frühzeitige Dekompression das neurologische Outcome verbessert werden kann, steht auch heute noch in Frage. Sicher ist aber, dass die weitere Behandlung insbesondere durch die Frühmobilisation wesentlich erleichtert ist, Behandlungskomplikationen wie Dekubitalgeschwüre, Thrombosen und Pneumonien seltener sind, und dass das Auftreten posttraumatischer Fehlstellungen verhindert wird (80, 81).

Aufgrund der guten klinischen Erfahrungen und der guten biomechanischen Eigenschaften der Implantate ist die ventrale interkorporelle Spondylodese die Methode der Wahl für die Behandlung von Instabilitäten der Halswirbelsäule jedweder Genese (6, 35, 82). Nur in einzelnen Fällen sollte auch eine ergänzende hintere Stabilisierung mit herangezogen werden. Der Nachweis, dass dadurch biomechanisch wesentlich rigidere Spondylodesen möglich sind, wurde von C. Ulrich (83) und R. Kalff erbracht(38). Dies sind vor allem hochinstabile Frakturen des cervikothorakalen Übergangs und Frakturen bei M.-Bechterew-Patienten, da in diesen Fällen aufgrund der Bandverkalkungen sehr lange Hebel wirken und die ventrale Platte allein nicht in der Lage ist, diesen Kräften zu widerstehen (82).

6 Schlussfolgerungen

Nach den Resultaten der hier vorgelegten Untersuchung ist die T-Platte ein Implantat, welches eine Alternative zur Stabilisierung der osteoporotischen Halswirbelsäule zur H-Platte mit bikortikaler Fixierung darstellt und eine tendenziell größere Primärstabilität verspricht. Dies ergibt sich aus der Regressionsanalyse BMD gegen ROM.

Die erreichbare Primärstabilität der initialen Stabilisierung mit der T-Platte ist bei hinteren Instabilitäten in Flexion/Extensionsrichtung tendenziell größer als die der bikortikalen Fixierung. In den anderen Richtungen zeigt sich eine vergleichbare Stabilität zur bikortikal mit Kortikalisschrauben fixierten H-Platte. Daraus folgt, dass die T-Platte grundsätzlich auch als Primärimplantat angewendet werden kann.

Die T-Platte ist ebenfalls ein suffizientes Revisionsimplantat im Falle der intraoperativen Schraubeninsuffizienz der bikortikalen Schrauben. Dies konnte durch die tendenziell höhere Festigkeit dieses Implantats in der biomechanischen Prüfung in der simulierten Revisionsituation gezeigt werden.

Um diese Aussagen auch statistisch signifikant zu belegen sind weitere Untersuchungen mit einer größeren Fallzahl notwendig.

Da zyklische Belastungstestungen in der Vergangenheit bei bekannten Implantaten neue Facetten gezeigt haben, sollten diese, um die Sicherheit T-Platte nachzuweisen, in der Perspektive erfolgen.

In der Folge sollte eine Analyse der bisherigen klinischen Erfahrungen mit diesem Implantat durchgeführt werden.

Bei weiteren Untersuchungen ist die Orientierung an nationalen und internationalen Richtlinien, wie z. B. die der Arbeitsgruppe für präklinische Testungen der deutschen Gesellschaft für Wirbelsäulen Chirurgie, für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse der Studien unerlässlich.

Die Untersuchungen sollten an größeren Fallzahlen als bisher durchgeführt werden, um den Einfluss interindividueller Unterschiede in der statistischen Auswertung zu verringern.

7 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser biomechanischen Studie wurden zwei Implantate für die vordere Verplattung an der Halswirbelsäule untersucht. Es galt einerseits herauszufinden, ob durch ein spezielles Schraubendesign eine höhere Festigkeit der Schrauben im Knochen zu erreichen ist. Es wurde also ein Implantat mit speziellem Schraubendesign (T-Platte mit Spreizdübelschrauben) mit einem Standard-Implantat (H-Platte mit 3,5 mm Kortikalisschrauben) verglichen. Zu diesem Zweck wurde das Anzugsmoment der Schrauben und seine Beziehung zur Knochendichte untersucht. Weiterhin wurden die primären Steifigkeiten, die mit diesen Implantaten zu erreichen sind, untersucht und verglichen. Andererseits sollte geklärt werden, ob die T-Platte ein Revisionsimplantat sein kann. Deshalb wurde das Versuchsprotokoll wie oben beschrieben gewählt, um den Revisionsfall zu simulieren.

Die Versuche erfolgten an zehn humanen monosegmentalen Halswirbelsäulenpräparaten.

Die Methodik der Untersuchungen war angelehnt an die Empfehlungen zur Standardisierung der In-vitro-Stabilitätsuntersuchungen von Wirbelsäulenimplantaten der Arbeitsgruppe für präklinische Testung der deutschen Gesellschaft für Wirbelsäulenchirurgie (90).

Bei der Interpretation der Ergebnisse zeigt sich, dass die Philosophie des Rettungsimplantat der T-Platte gestützt wird.

Auch die Primärstabilität, die mit der T-Platte erreicht wird, ist gut. Dies bedeutet, dass die Primärstabilität vergleichbar und zum Teil tendenziell größer ist als bei einem Standard-Implantat (H-Platte mit 3,5 mm Kortikalisschrauben).

Ein weiterer Vergleich mit konkreten Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen ist, wie oben dargestellt, aufgrund der verschiedenen Methodik kaum möglich. Nur mit der unten genannten Studie, die ebenfalls an oben genannte Testkriterien angelehnt ist, lässt sich sinnvoll ein Vergleich durchführen. Im Vergleich der vorgelegten Untersuchung mit der von M. Richter (59) zeigt sich, dass die prinzipiellen Eigenschaften bei der Primärimplantation der T-Platte mit Spreizdübelschrauben und die einer H-Platte mit Spreizdübelschrauben ähnlich sind. Die Geometrie der Platte hat also nach

diesen Ergebnissen keinen wesentlichen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften des Implantats.

Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass der Einfluss der Knochendichte auf das Anzugsmoment der Schrauben signifikant proportional ist. Die Beziehung der Knochendichte zum Bewegungsausmaß der stabilisierten Präparate ist ebenfalls proportional. Signifikanzen konnten für diese Beziehung nicht gezeigt werden. Die Festigkeit eines Implantats hängt demzufolge im Wesentlichen von der Verankerung der Schrauben im Knochen ab. Insbesondere im osteoporotischen Knochen bereitet die Verankerung Probleme.

Nach Ansicht des Autors liegt mit der T-Platte in Kombination mit Spreizdübelschrauben ein Implantat vor, welches gerade in dieser besonderen Situation seine Stärke gegenüber einer H-Platte in Kombination mit bikortikal fixierten 3,5 mm Kortikalisschrauben zeigt.

8 Literaturverzeichnis

1. Bailey R W, Badgley C E, Arbor A: Stabilization of the cervical spine by anterior fusion J Bone and Joint Surg. 42-A (1960) 565-594
2. Blauth M, Schmidt U, Bastian L, Knop C, Tscherne H: Die ventrale interkorporelle Spondylodese bei Verletzungen der Halswirbelsäule Indikationen, Operationstechnik und Ergebnisse Zentralbl Chir 123 (1998) 919-929
3. Böhler J, Gaudernak T: Anterior plate stabilisation for fracture-dislocations of the lower cervical spine The Journal of Trauma 20 (1980) 203-205
4. Böhler J: Sofort und Frühbehandlung traumatischer Querschnittslähmungen Z Orthop 103 (1967) 512-528
5. Bötzel U: Klassifikation und Indikationsstellung bei Wirbelsäulenverletzungen Langenbecks Arch Chir Suppl (1992) 263-270
6. Bühren V: Frakturen und Instabilitäten der Halswirbelsäule Unfallchirurg 73 (2002) 1049-1066
7. Burckardt H: Über die Eröffnung der retropharyngealen Abscesse Centralblatt für Chirurgie (1888) 57-60
8. Cabanela M E, Ebersold M J: Anterior plate stabilization for bursting teardrop fractures of the cervical spine Spine 13 (1988) 888-891
9. Caspar W, Barbier D D, Klara P M: Anterior cervical fusion and Caspar Plate stabilization for cervical trauma Neurosurgery 25 (1989) 491-502
10. Chen I H: Biomechanical evaluation of subcortical versus bicortical screw purchase in anterior cervical plating Acta Neurochir 138 (1996) 167-173

11. Cheshire D J E: The stability of the cervical spine following the conservative treatment of fractures and fracture-dislocations Paraplegia 7 (1969) 193-203
12. Chipault A: Chirurgie Opératoire du Systeme Nerveux. Rueff et Cie, Paris, 1895
13. Clausen J D, Ryken T C, Traynelis V C, Sawin P D, Dexter F, Goel V K: Biomechanical evaluation of the Caspar and cervical spine locking plate system in a cadaveric model J Neurosurg 84 (1996) 1039-1045
14. Cloward R B: The anterior approach for removal of ruptured disks J Neurosurg 15 (1958) 602-617
15. Cloward R B: Treatment of acute fractures and fracture-dislocations of the cervical spine by vertebral-body fusion J Neurosurg 18 (1961) 201-209
16. Cone W, Turner W G: The treatment of fracture-dislocations of the cervical vertebrae by skeletal traction and fusion J Bone Joint Surg 19 (1937) 584-603
17. Cooper A: The principles and practice of surgery Volume 2. E. Cox. London 1837, S. 493-494
18. Cripton P A, Bruehlmann S B, Orr T E, Oxland T R, Nolte L P: In vitro axial preload application during spine flexibility testing: towards reduced apparatus-related artefacts J Biomech 33 (2000) 1559-1568
19. Curylo L J, Lindsey R W, Doherty B J, LeBlanc A: Segmental variations of bone mineral density in the cervical spine Spine 21 (1996) 319-322
20. Dandy W E: Loose cartilage from intervertebral disk simulating tumor of the spinal cord Arch Surg 19 (1929) 660

21. Durbin F C: Fracture-dislocation of the cervical spine J Bone and Joint Surg 39B (1957) 23-38
22. Fang H S Y, Ong G B: Direct anterior approach to the upper cervical spine J Bone and Joint Surg 44A (1952) 1588-1604
23. Fessler R G: Instrumentation, technique and technology. Orion anterior cervical plate system Neurosurg 38 (1996) 607-610
24. Gallie W E: Fractures and dislocations of the cervical spine Am J Surg 46 (1939) 495-499
25. Gassman J, Selgson D: The anterior cervical plate Spine 8 (1983) 700-707
26. Goel V K, Wilder D G, Pope M H, Edwards W T: Controversy Biomechanical testing of the spine Load-controlled versus displacement-controlled Analysis Spine 20 (1995) 2354-2357
27. Grubb M R, Currier B L, Shih J S, Bonin V, Grabowski J J, Chao Y S: Biomechanical evaluation of anterior cervical spine stabilization Spine 23 (1998) 886-892
28. Guttman L: Prinzipien und Methoden in der Behandlung und Rehabilitation von Rückenmarksverletzten. In Kessel K, Guttman L, Maurer G (Hrsg.): Neuro-Traumatologie mit Einschluß der Grenzgebiete. Urban & Schwarzenberg (1971) S. 87-103
29. Hadra B E: Wiring the spinous processes in Pott's Disease. In: American Orthopedic Association (Hrsg): Transactions of the American Orthopedic Association Fifth Session. Philadelphia 1891, S. 206-209
30. Hattori S, Oda H, Kawai S, Ube-Shi: Cervical intradiscal pressure in movements and traction of the cervical spine Z Orthop 119 (1981) 568-569

31. Heidecke V, Rainov N G, Burkert W: Anterior cervical fusion with the Orion locking plate system Spine 23 (1998) 1796-1802
32. Heidecke V, Rainov N G, Marx T, Burkert W: Outcome in cloward anterior fusion for degenerative cervical spinal disease Acta Neurochir 142 (2000) 283-291
33. Herrmann H D: Metal plate fixation after anterior fusion of unstable fracture dislocation of the cervical spine Acta Neurochir 32 (1975) 101-111
34. Hippokrates: Die Einrenkung der Gelenke. In: Kapferer R (Hrsg): Die Werke des Hippokrates. Hippokrates-Verlag Marquardt und Tie., Stuttgart 1933-40, Teil 22 S. 58-61
35. Hofmeister M, Bühren V: Therapiekonzepte für Verletzungen der unteren HWS Orthopäde 28 (1999) 401-413
36. Judet R J, Roy-Camille R, Zerah J C, Saillant G: Fractures du rachis cervical: Fracture – Separation du massif articulaire Revue de Chirurgie orthopédique et réparatrice de l'Appareil Moteur 56 (1970) 155-164
37. Junghanns H: Metallfixation von Knochenblocks an der Halswirbelsäule Chirurg 44 (1973) 87-90
38. Kalff R, Ulrich C, Claes L, Wilke H J, Grote W: Comparative experimental biomechanical study of different types of stabilization methods of the lower cervical spine Neurosurg Rev 15 (1992) 259-264
39. Kettler A, Wilke H J, Claes L E: Effects of neck movements on stability and subsidence in cervical interbody fusion: an in vitro study J Neurosurg 94 (2001) 97-107
40. Kirkpatrick J S, Levy J A, Carillo J, Moeini S R: Reconstruction after multilevel corpectomy in the cervical spine Spine 24 (1999) 1186-1191

41. Kocher T: Chirurgische Operationslehre. 3. Aufl. Gustav Fischer, Jena, 1897
42. Koh Y D, Lim T H, You J W, Eck J, An H S: A biomechanical comparison of modern anterior and posterior plate fixation of the cervical spine Spine 26 (2001) 15-21
43. Lesoin F, Cama A, Lozes G, Servato R, Kabbeg K Jomin M: The anterior approach and plates in lower cervical posttraumatic lesions Surg Neurol 21 (1984) 581-587
44. Lesoin F, Jomin M, Viaud C: Expanding bolt for anterior cervical spine osteosynthesis: technical note Neurosurg 12 (1983) 458-459
45. Macnab I: Complications of anterior cervical fusion Orthopaedic Review 1 (1972) 29-33
46. Miura T, Panjabi M M, Cripton P A: A method to simulate in vivo cervical spine kinematics using in vitro compressive preload Spine 27 (2002) 43-48
47. Mixter W J, Barr J S: Ruptur of the intervertebral disc with involment of the spinal canal New England Journal of Medicin 211 (1934) 210-215
48. Moroney S P, Schultz A B, Miller J A A: Analysis and measurment of neck loads J Orthop Res 6 (1988) 713-720
49. Morscher E, Moulin P, Stoll T: Neue Aspekte bei der vorderen Plattenosteosynthese der Halswirbelsäulenverletzungen Chirurg 63 (1992) 875-883
50. Morscher E, Sutter F, Jenny H, Olerud S: Die vordere Verplattung der Halswirbelsäule mit dem Hohlschrauben-Plattensystem aus Titanium Chirurg 57 (1986) 702-707

51. Oliveira de J C: Anterior plate fixation of traumatic lesions of the lower cervical spine Spine 12 (1987) 324-330
52. Orozco R D, Llovet J T; Osteosintesis en las fracturas de raquis cervical. Nota de tecnica Revista de Ortopedia y Traumatologia 14 (1970) 285-288
53. Papyrus Edwin Smith: Fall 30-33. In: Westendorf W. (Hrsg.): Papyrus Edwin Smith Ein medizinisches Lehrbuch aus dem alten Ägypten. Verlag Hans Huber, Bern, Stuttgart 1964, S. 67-71
54. Patwardhan A G, Havey R M, Ghanayem A J, Diener H, Maede K P, Dunlap B, Hodges S D: Load-carrying capacity of the human cervical spine in compression is increased under a follower load Spine 25 (2000) 1548-1554
55. Peteghem van P K, Schweigel J F: the fractured spine rendered unstable by anterior cervical fusion J Trauma 19 (1979) 110-114
56. Pitzen T, Barbier D, Tintinger F, Steudel W I, Strowitzki M: Screw fixation to the posterior cortical shell does not influence peak torque and pullout in anterior cervical plating Eur Spine J 11 (2002) 494-499
57. Pitzen T, Wilke H J, Caspar W, Claes L, Steudel W I: Evaluation of a new monocortical screw for anterior cervical fusion and plating by a combined biomechanical and clinical study Eur Spine J 8 (1999) 382-387
58. Raynor R B: Severe injuries of the cervical spine treated by early anterior interbody fusion and ambulation J Neurosurg 28 (1968) 311-316
59. Richter M, Wilke H J, Kluger P, Claes L E, Puhl W: Biomechanical evaluation of a newly developed monocortical expansion screw for use in anterior internal fixation of the cervical spine Spine 24 (1999) 207-212

60. Richter M, Wilke H J, Kluger P, Claes L E, Puhl W: Load-displacement properties of the normal and injured cervical spine in vitro Eur Spine J 9 (2000) 104-108
61. Robinson R A, Smith G W: Anterolateral cervical disc removal and interbody fusion for cervical disc syndrome Bull. Johns Hopkins Hosp. 96 (1955) 223-224
62. Robinson R A, Walker A E, Ferlic D C, Wiecking D K: The results of anterior interbody fusion of the cervical spine J Bone and Joint Surg. 44-A (1962) 1569-1587
63. Rogers W A: Treatment of fracture-dislocation of the cervical spine J Bone and Joint Surg 24 (1942) 245-258
64. Ryken T C, Clausen J D, Traynelis V C, Goel V K: Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque and holding strength of anterior cervical plate screws J Neurosurg 83 (1995) 324-329
65. Ryken T C, Goel V K, Clausen J D, Traynelis V C: Assessment of unicortical and bicortical fixation in a quasistatic cadaveric model Spine 20 (1995) 1861-1867
66. Schiebeler T, Schmidt W: Anatomie 5. Auflage Springer, Berlin Heidelberg New York (usw.), 1991, S 225
67. Schürmann K, Busch G: Die Behandlung der cervicalen Luxationsfrakturen durch die ventrale Fusion Chirurg 41 (1979) 225-228
68. Shea M, Edwards W T, White A A, Hayes W C: Variation of stiffness along the human cervical spine J. Biomechanics 24 (1991) 95-107
69. Smith G W, Nichols P: The technique of cervical discography Radiology 68 (1957) 718-720

70. Smith G W, Robinson R A: The treatment of cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion J Bone and Joint Surg 40-A (1958) 607-624
71. Smith S A, Lindsey R W, Doherty B J, Alexander J, Dickson J H: Cervical spine locking plate: in vitro biomechanical testing Eur Spine J 1 (1993) 222-225
72. Smith S A, Lindsey R W, Doherty B J, Alexander J, Dickson J H: An in-vitro biomechanical Comparison of the Orozco and AO Locking Plates for anterior cervical Spine fixation J Spinal Disord 8 (1995) 220-223
73. Southwick W O, Robinson R A: Surgical approaches to the vertebral bodies in the cervical and lumbar regions J Bone and Joint Surg 39-A (1957) 631-643
74. Spivak J M, Chen D, Kummer F J: The effect of locking screws on the stability of anterior cervical plating Spine 24 (1999) 334-338
75. Stauffer E S, Kelly E G: Fracture-dislocations of the cervical spine: instability and recurrent deformity following treatment by anterior interbody fusion J Bone and Joint Surg 59-A (197) 45-48
76. Stookey B: Compression of the spinal cord due to ventral extradural cervical chondromas diagnosis and surgical treatment Archives of Neurology and Psychiatry 20 (1928) 275-291
77. Sutterlin C E, McAfee P C, Warden K E, Rey R M, Farey I D: A biomechanical evaluation of cervical spinal stabilization methods in a bovine model Spine 13 (1988) 795-802
78. Tippetts R H, Apfelbaum R I: Anterior cervical fusion with the Caspar instrumentation system Neurosurgery 22 (1988) 1008-1013

79. Traynelis V C, Donaher P A, Roach R M, Kojimoto H, Goel V K: Biomechanical comparison of anterior Caspar plate and three-level posterior fixation techniques in a human cadaveric model J Neurosurg 79 (1993) 96-103
80. Tscherne H, Hiebler W, Muhr G: Zur operativen Behandlung von Frakturen und Luxationen der Halswirbelsäule Hefte Unfallheilk 108 (1971) 142-145
81. Tscherne H, Illgner A: Die ventrale interkorporelle Spondylodese der Halswirbelsäule Operat Orthop Traumatol 3 (1991) 147-157
82. Ulrich C, Nothwang J: Biomechanik und Klinik der Spondylodese an der unteren HWS Orthopäde 28 (1999) 637-650
83. Ulrich C, Wörsdörfer O, Claes L, Magerl F: Comparative study of the stability of anterior and posterior cervical spine fixation procedures Arch orthop Trauma Surg 106 (1987) 226-231
84. Weishaupt D, Schweitzer M E, DiCuccio M N, Whitley P E: Relationship of cervical, thoracic and lumbar bone mineral density by quantitativ CT J Comput Assist Tomogr 25 (2001) 146-150
85. White A A, Johnson R M, Panjabi M M, Southwick W O: Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine Clinical Orthopaedics and Related Research 109 (1975) 85-96
86. White A A, Southwick W O, Panjabi M M: Clinical instability in the lower cervical spine Spine 1 (1976) 15-27
87. Wilke H J, Claes L E, Schmitt H, Wolf S: A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation Eur Spine J 3 (1994) 91-97

88. Wilke H J, Jungkunz B, Wenger K, Claes L E: Spinal segment range of motion of in vitro test conditions: Effects of exposure period, accumulated cycles, angular-deformation rate and moisture condition *Anat Rec* 251 (1998) 15-19
89. Wilke H J, Krischak S, Claes L E: Formalin strongly influences biomechanical properties of the spine *J. Biomechanics* 29 (1996) 1629-1631
90. Wilke H J, Wenger K, Claes L E: Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants *Eur Spine J* 29 (1998) 148-154
91. Wiltberger B R: The prefit dowel intervertebral body fusion as used in lumbar disc therapy *Amer J Surg* 86 (1953) 723-727
92. Zeillinger F S, Meier U, Klötzer R: Frakturen der unteren Halswirbelsäule *Unfallchirurgie* 24 (1998) 3-9
93. Zink P M: Performance of ventral spondylodesis screws in cervical vertebrae of varying bone mineral density *Spine* 21 (1996) 45-52
94. Zink P M, Samii M, Luedemann W, Bellinzona M, Prokop M: Accuracy of single-energy quantitative computed tomography in the assessment of bone mineral density of cervical vertebrae *Eur Radiol* 7 (1997) 1436-1440

9 Thesen

1. Durch die monokortikale Spreizdübelschraubenfixation einer ventralen Halswirbelsäulenplatte wird eine äquivalente Stabilität zur Fixation einer solchen Platte mittels bikortikaler AO-Schrauben erreicht.
2. Die fehlende Formschlüssigkeit zwischen T-Platte und Spreizdübelschraube ermöglicht eine freie Wahl der Schraubenrichtung entsprechend den anatomischen Gegebenheiten.
3. Die Plattenfixation über monokortikale Spreizdübelschrauben erreicht eine äquivalente Stabilität zur CSLP.
4. Die ventrale Trapezplatte mit Spreizdübelschrauben ist das Implantat der Wahl zur Stabilisierung der HWS.
5. Eine alleinige ventrale Stabilisierung ist nicht in allen Fällen ausreichend. Im Besonderen sind dies Fraktur-Dislokationen des zervikothorakalen Übergangs, monosegmentale Instabilitäten beim M. Bechterew und ausgeprägte Flektions-Distraktions-Verletzungen.
6. Die ventrale Trapezplatte mit Spreizdübelschrauben ist eine effiziente Alternative bei schlechtem Halt der 3,5 mm Kortikalisschrauben in osteoporotischem Knochen.
7. Die ventrale Trapezplatte mit Spreizdübelschrauben vereinigt den Vorteil der monokortikalen Fixation der Implantate mit intrinsischer Stabilität mit dem Vorteil der freien Richtungswahl der Schrauben der bikortikalen Implantate.
8. Ob sich ein Implantat in der klinischen Praxis durchsetzt oder nicht hängt nicht allein von der Qualität des Implantats, sondern auch von der Art seiner Veröffentlichung ab.

9. Zur weiteren Austestung sollten biomechanische Testungen mit zyklischen Dauerbelastungen durchgeführt werden.
10. Um statistisch valide und signifikante Ergebnisse zu erhalten muß eine weitere Studie mit deutlich erhöhter Fallzahl durchgeführt werden.
11. Die von H.-J. Wilke 1998 veröffentlichten Testkriterien bedürfen insbesondere betreffend der Vorlast und der Anzahl der Segmente eines Präparates der Überarbeitung.

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name: Bernhard Wilhelm Ullrich
Anschrift: Heinrich - u. – Thomas – Mann - Str. 9 in 06108
Halle/Saale
Geboren: 22.06.1973
Familienstand: verheiratet
Nationalität: deutsch
Konfession: evangelisch

Schulausbildung

1979 bis 1989 Polytechnische Oberschule in Kaarßen
1989 bis 1991 Erweiterte Oberschule „Erich Weinert“ in
Boizenburg, Abitur im Juni 1991
1991 bis 1992 Ausbildung in der Krankenpflege in Mettmann

Studium

Okt. 1992 Beginn des Studiums der Humanmedizin an der
Martin-Luther-Universität zu Halle/Wittenberg
Sept. 1994 Physikum
Okt. 1994 bis Dez. 1995 Zivildienst am Institut für Anatomie und
Zellbiologie der Martin-Luther-Universität
Halle/Wittenberg
April 1996 Wiederaufnahme des Studiums der
Humanmedizin an der Martin-Luther-Universität
Halle/Wittenberg
März 1997 I. Staatsexamen
Sept. 1999 II. Staatsexamen
Nov. 2000 III. Staatsexamen

A.i.P.

Dez. 2000 bis Juni 2002 im Zentrum für Rückenmarkverletzte im Klinikum
Bergmannstrost in Halle/Saale

Seit dem Juli 2002 bin ich als Assistenzarzt im Zentrum für
Rückenmarkverletzte im Klinikum Bergmannstrost in Halle/Saale beschäftigt.

Halle/Saale, 23. Dezember 2003

Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quellen gekennzeichnet.

Ich versichere, dass ich für die inhaltliche Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- und Promotionsberatern in Anspruch genommen habe. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Halle/Saale den 22.12.2003:

Bernhard Ullrich

Danksagung

Ich bedanke mich an erster Stelle bei Herrn Prof. Dr. W. Hein und Herrn Dr. K. Röhl für die Überlassung des Themas und die Betreuung dieser Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. M. Morlock und Herrn Dipl. Ing. K. Sellenschloh aus der Sektion für Biomechanik an der TU-Hamburg-Harburg für die Bereitstellung der Materialprüfmaschine, die Unterstützung bei der praktischen Durchführung der Versuche und deren Auswertung.

Bei Herrn Prof. Dr. R. Schultka aus dem Institut für Anatomie und Zellbiologie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg bedanke ich mich für die zur Verfügungstellung der Präparate und die freundliche Zusammenarbeit.

Für die Möglichkeit das CT zur Messung der Knochendichten zu nutzen bedanke ich mich bei Herrn Dr. D. Haller aus dem „Allgemeinen Krankenhaus St. Georg“ in Hamburg.

Ich bedanke mich bei meinem Schulfreund Frank und bei Eva und Wolfgang, bei denen ich während der Hamburger Zeit wohnen durfte.

Des Weiteren hat mir Frau P. Köhler aus der Bibliothek des Klinikums „Bergmannstrost“ beim Bestellen der Literatur ohne Murren und mit Ausdauer zur Seite gestanden, wofür ich ihr sehr dankbar bin. Für die komplikationslose Hilfe bei der Beschaffung historischer Quellen bedanke ich mich bei Herrn Dr. J. Helm aus dem Institut für Geschichte der Medizin der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Ich bedanke mich bei Frau R. Gola und A. Krüger aus der EDV-Abteilung des Klinikums „Bergmannstrost“ für die bereitwillige Hilfe bei rechnerischen Bildverarbeitungs- und Formatierungsfragen.

Last but not least gilt mein Dank meiner Frau Anna für die Korrekturhinweise aus unvoreingenommenem Blickwinkel, meinem Freund Albrecht für die Korrekturhinweise aus voreingenommenem Blickwinkel und die Übersetzung der französischen Originalien und Philipp für die Übersetzungshilfe der spanischen Originalien.