

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité-Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Biomechanischer Vergleich Expandierbarer Cages in einem Korporektomiemodell an der humanen Halswirbelsäule

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

von

Oguzhan Turan

aus Iğdir/Türkei

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. C. Khodadadyan-Klostermann
2. Prof. Dr. med. R.-J. Schröder
3. Prof. Dr. med. T. Mittlmeier

Datum der Promotion: 18.09.2009

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	5
1.1	Anatomie	5
1.1.1	Wirbel und Gelenke	6
1.1.2	Discus intervertebralis.....	7
1.1.3	Ligamente.....	8
1.1.4	Biomechanik.....	9
1.2	Verletzungsmechanismen.....	11
1.2.1	Wirbelsäulenverletzungen.....	11
1.2.2	Tumoröse Wirbelsäulenveränderung	13
1.2.3	Entzündliche Wirbelsäulenveränderungen.....	14
1.3	Diagnostik der Halswirbelsäulenverletzung.....	15
1.4	Therapie.....	17
1.4.1	Beckenkamm.....	20
	Cages	21
1.5	Ziel des Versuchs	24
2	Material und Methoden	25
2.1	Studiendesign	25
2.2	Präparate.....	26
2.3	Präparation	27
2.4	Einbettung	27
2.5	C4-Korporektomie	29
2.6	Implantate.....	29
2.6.1	Cages	29
2.7	Versuchsplanung	33
2.7.1	Stabilisierungen.....	34
2.8	Biomechanische Methodik.....	36
2.8.1	Testprinzip.....	36
2.8.2	Testaufbau	38
2.9	Testauswertung.....	44
2.9.1	Arbeitsschritte	45
2.9.2	Statistik.....	47
3	Ergebnisse.....	48
3.1	Vergleich der Cages	48
3.1.1	Flexion.....	48
3.1.2	Extension.....	48
3.1.3	Seitneigung.....	48
3.1.4	Rotation	49
3.2	Vergleich der Stabilisierungsverfahren	49
3.2.1	Vergleich der Stabilisierungsverfahren zum intakten Bewegungssegment	49
3.2.2	Vergleich zwischen Beckenkammspan und Cages	50
3.2.3	Vergleich zwischen distrahierbaren und nicht-distrahierbaren Cages	50
3.2.4	Vergleich zwischen Cages und Cages+anteriöer Stabilisierung (CLSP)	50
3.2.5	Vergleich zwischen Cages und Cages+anterioposteriöer Stabilisierung.....	50
3.2.6	Vergleich zwischen anteriöer Stabilisierung (Cage+CSLP) und anterior- posteriöer Stabilisierung (Cage+CLSP+Cervifix)	51

4	Diskussion	57
5	Klinische Relevanz	65
6	Schlussfolgerung.....	68
7	Literaturverzeichnis	70
8	Abbildungsverzeichnis.....	82
9	Tabellenverzeichnis.....	83
10	Danksagung	84
	Lebenslauf.....	85
	Eidesstattliche Erklärung.....	86

1 Einleitung

1.1 Anatomie

Die Wirbelsäule (Columna vertebralis) ist das zentrale Achsenorgan des menschlichen Körpers. Sie wird unterteilt in:

- 7 Halswirbel (Vertebrae cervicales),
- 12 Brustwirbel (Vertebrae thoracales),
- 5 Lendenwirbel (Vertebrae lumbales),
- 5 Kreuzbeinwirbel (Vertebrae sacrales),
- 4 Steisswirbel (Vertebrae coccygeae)

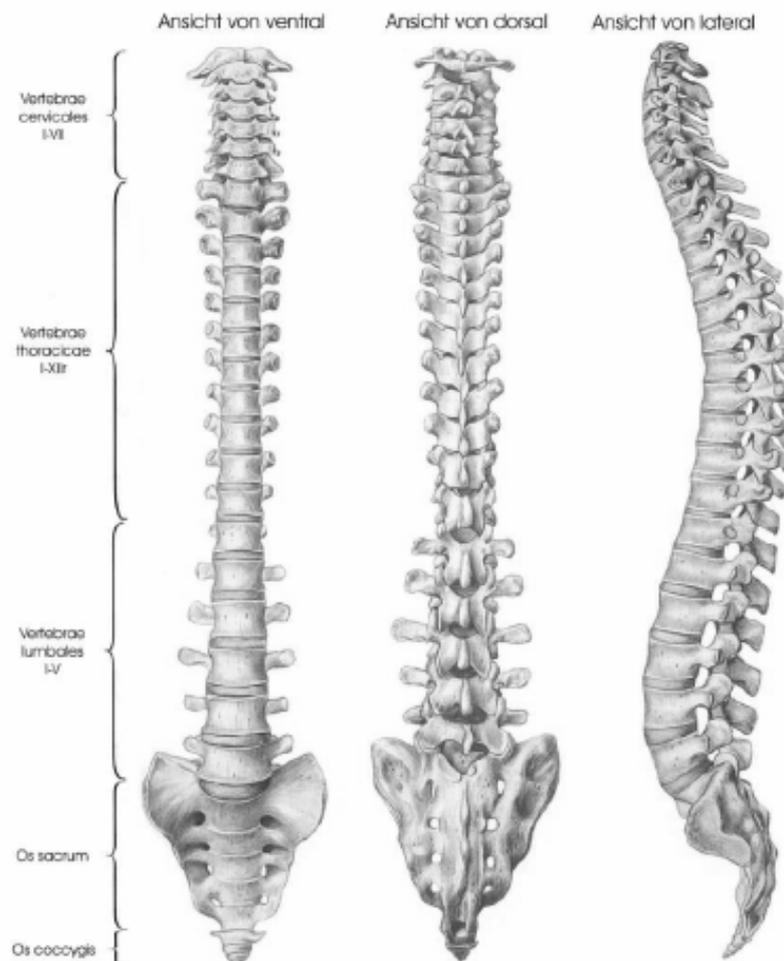


Abbildung 1: Anatomischer Aufbau der Wirbelsäule modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 415)

Die knöchernen Grundlage der Wirbelsäule bilden durchschnittlich 24 Wirbel, die durch Zwischenwirbelscheiben, Wirbelbogengelenke und eine Reihe von Bändern miteinander verbunden sind.

Um die Verletzungsmechanismen der Halswirbelsäule und ihre Behandlungsmöglichkeiten zu verstehen, sind anatomische und die biomechanische Kenntnis von Bedeutung. An der Halswirbelsäule lassen sich folgende Grundstrukturen unterscheiden:

1. Wirbel und Gelenke
2. Discus intervertebralis
3. Ligamente

Das Zusammenwirken dieser Grundstrukturen ermöglicht der Wirbelsäule die Funktion, Lasten und Momente zwischen Kopf und Rumpf zu übertragen (statische Funktion), Bewegungen zwischen Körperpartien zu ermöglichen (dynamische Funktion) und das Rückenmark zu schützen (Schutzfunktion).

1.1.1 Wirbel und Gelenke

Die Halswirbelsäule umfasst 7 Halswirbel. Die Halswirbelkörper sind im Verhältnis zu den anderen Wirbelkörpern klein, da sie ein geringeres Körpergewicht (7%) zu tragen haben. Durch die gelenkige Verbindung des Schädels mit der Halswirbelsäule sind der erste und zweite Halswirbel in ihren Formverhältnissen sehr abweichend von den übrigen Halswirbeln gestaltet.

Der erste Halswirbel, Atlas, besitzt keinen Wirbelkörper. Er ist auf beiden Seiten zu einer Massa lateralis verdickt, die sich in den Processus transversus (Querfortsatz) fortsetzt. Im Bereich der Massa lateralis liegt als obere Gelenkfläche eine Gelenkpfanne für die Kondylen des Os occipitale, die Fovea articularis superior. Über die untere Gelenkfläche (Facies articularis inferior) ist der Atlas mit dem Axis verbunden. Der Processus spinosus (Dornfortsatz) ist zu kleinen Höckerchen (Tuberculum posterius) zurückgebildet.

Die Fovea dentis dient als überknorpelte Gelenkgrube für den Dens axis. Durch den

Sulcus A. vertebralis, der auf beiden Seiten liegt, verlaufen die A. und V. vertebralis.

Der Atlas ist durch das Atlanto-occipitalgelenk mit dem Schädel und durch drei Atlantlo-axialgelenke mit dem zweiten Halswirbel verbunden.

Der zweite Halswirbel wird Axis genannt. Der Axis besteht aus einem Wirbelkörper, einem Wirbelbogen und dem Dens axis.

Die unteren fünf Wirbelkörper sind einander sehr ähnlich. Sie sind so aufgebaut, dass sie eine limitierte Extension, Flexion, Seitneigung, Rotation und Stabilität gewährleisten. Der obere Pol des Wirbelkörpers ist kelchförmig und posterolateral befinden sich zwei kleine Gelenkflächen (Luschka Gelenke), die mit dem darüberstehenden Wirbel in Verbindung stehen. Der ventrale Anteil des Wirbels ist ein spongiöser Knochenblock. Der hintere Anteil ist der knöcherne Bogen, bestehend aus zwei Pedunculi und einer paarig angelegten Lamina. Dort entspringen die Gelenkfortsätze, Querfortsätze und die Dornfortsätze. Jeder Processus transversus bis auf den 7. Wirbel weist ein Foramen auf, durch das die A. vertebralis verläuft. Die Gelenkflächen der Processi articulares sind im 45 Grad-Winkel von vorn nach hinten geneigt und ermöglichen eine Gleitbewegung der Wirbel nach vorn, hinten und eine Seitneigung.

Die Foramina transversalia zwischen zweitem und siebtem Wirbel befinden sich posterior und lateral des Wirbelkörpers und anterior des Processus articularis. Sie bergen Nerven, Ganglion und Gefäße.

1.1.2 Discus intervertebralis

Die einzelnen Wirbel sind durch Gelenke, Bänder und Bandscheiben miteinander verbunden. Der Discus intervertebralis ist an den Endflächen zweier benachbarter Wirbel befestigt. Im Hinblick auf den Aufbau unterscheidet man den zentral gelegenen Nucleos pulposus, den Anulus fibrosus und die knorpeligen Endplatten. Der Nucleos pulposus ist der mechanisch wichtigste Bestandteil der Zwischenwirbelscheibe. Er verteilt den Druck gleichmässig radiär und hält somit stets den Anulus fibrosus unter Spannung. Sie dienen als Polster und Stossdämpfer der Wirbelsäule. Die Disci intervertebrales stellen den limitierenden Faktor der Bewegung der Wirbelkörper zueinander dar, während die Gelenke die Bewegungsrichtung festlegen.

1.1.3 Ligamente

Der Bandapparat dient zur dynamischen Stabilisierung der Wirbelsäule, Bewegungen in hohen Ausmassen werden limitiert sowie hohe Energien, die bei einem Trauma auftreten absorbiert. Wird die Absorptionskapazität überschritten, so ist die Folge eine Fraktur oder die Ruptur. Die Ligamente werden ihrer dynamischen Stabilisierung nach in zwei Gruppen aufgeteilt: Bänder, die den occipito-atlanto-axialen Komplex stabilisieren und Bänder, die die untere Halswirbelsäule stabilisieren.

Ligamente, die den occipito-atlanto-axialen Komplex stabilisieren:

- Lig. apicis dentis
- Lig. cruciforme atlantis setzt sich zusammen aus dem kräftigen Lig. transversum atlantis, welches ein Abknicken des Dens axis zum Spinalkanal verhindert, und zwei schwächeren Fasciculi longitudinales.
- Ligg. alariae limitieren die Rotation des Kopfes.
- Membrana tectoria ist eine verbreiterte Fortsetzung des Lig. longitudinale posterius. Sie hat eine stabilisierende Wirkung auf Flexion und Extension.
- Membrana atlantooccipitalis anterior und posterior und Membrana atlantoaxialis anterior und posterior verbinden den Bogen des ersten und zweiten Halswirbel mit dem Hinterrand des Foramen magnum und stellen die Fortsetzung des Lig. flavum dar

Ligamente, die die untere Halswirbelsäule stabilisieren:

- Lig. longitudinale anterius
- Lig. longitudinale posterius
- Intertransversalen Bänder zwischen benachbarten Querfortsätzen
- Kapselbänder der Intervertebralgelenke
- Lig. flavum erstreckt sich zwischen den Wirbelbögen und schließt den Wirbelkanal an der dorsalen Seite ab.
- Lig. interspinale (befindet sich zwischen den Dornfortsätzen) und
- Lig. supraspinale (an der Halswirbelsäule als Lig. nuchae bezeichnet) limitiert die Flexion in der Halswirbelsäule.

1.1.4 Biomechanik

Die Grundlage der Beweglichkeit der Wirbelsäule ist das Bewegungssegment. Die Beweglichkeit zwischen 2 Wirbeln hängt von sämtlichen Verbindungen zwischen diesen ab.

Junghanns prägte daher 1932 den Begriff des intervertebralen Bewegungssegmentes (motion segment) und beschrieb damit die kleinste morphologische und funktionelle Einheit (functional spinal unit) der Wirbelsäule [37]. Zum Bewegungssegment gehören die Bandscheibe, die paarig angelegten Facettengelenke, sämtliche Band- und Muskelverbindungen sowie entsprechender Wirbelkanalabschnitt samt Inhalt und die beiden Foramina intervertebralia mit den in ihnen verlaufenden Leitungsbahnen.

Die Biomechanik beschreibt die Hebelverhältnisse des humanen Skelettes und dessen Bandapparates im Zusammenspiel mit den Muskeln und Gelenken.

Für jedes Bewegungssegment ist eine Bewegung in 6 Freiheitsgraden möglich, in der sagittalen, frontalen und transversalen Ebene als translatorische Verschiebung entlang einer Achse sowie als rotatorische Drehung um eine Achse.

In den einzelnen Abschnitten der Wirbelsäule ist die Beweglichkeit unterschiedlich ausgeprägt, was vorrangig durch die Anordnung der Facettengelenke, aber auch durch die unterschiedliche Krümmung der Wirbelsäule und die stabilisierende Wirkung des Thorax bedingt ist [71].

So ist in der unteren Halswirbelsäule die Seitneigung und Flexions-Extensionsbewegung, in der Brustwirbelsäule die axiale Rotation [21, 22, 57, 67, 69, 78, 92] und in der Lendenwirbelsäule die Flexions-Extensionsbewegung besonders ausgeprägt. Ein weiteres Phänomen ist die Kopplung von Bewegungen. Physiologischerweise kommt es nie zu einer isolierten Bewegung entlang oder um eine der drei anatomischen Hauptachsen. Bedingt durch die Anordnung der Bänder und Gelenkflächen bewegt sich die Wirbelsäule immer in einer Kombination von Translation und Rotation [68].

Zur Beschreibung der Kinetik der Wirbelsäule, also dem Verhalten unter Einfluss von Kräften und Drehmomenten, wird häufig ein Last-Verformungs-Diagramm verwendet. Der Verlauf der Last-Verformungskurve ist für das spinale Bewegungssegment nicht linear. Man erkennt zunächst einen steil ansteigenden Abschnitt, in dem die spinalen Ligamente der einwirkenden Kraft kaum einen Widerstand entgegensetzen. Diesen Abschnitt haben White und Panjabi [67] als "neutrale Zone" (NZ) bezeichnet.

Mit zunehmender Spannung der Ligamente und bindegewebigen Strukturen muss für

eine weitere Verformung eine immer grössere Last angewandt werden. Die Seitneigung der Last-Verformungs-Kurve nimmt dabei ab. Dieser Abschnitt wird als "elastische Zone" (EZ) bezeichnet. Mit zunehmender Last strebt die Last-Verformungs-Kurve einem Maximum entgegen. Dieses Maximum ist das unter reversiblen Bedingungen maximal erreichbare Bewegungsausmass, auch "Range of motion" (ROM) genannt. Die ROM ist die Summe aus elastischer und neutraler Zone. Zwei weitere wichtige Parameter sind die Flexibilität und die Steifigkeit. Mit ihnen lassen sich Ergebnisse verschiedener Experimente mit unterschiedlicher Belastung der Testobjekte untereinander vergleichen. Die Flexibilität ist die Fähigkeit eines Körpers, sich unter Lasteinwirkung zu verformen. Die Steifigkeit wiederum ist die Fähigkeit, einwirkenden Lasten einen Widerstand entgegenzusetzen. Der Steifigkeitskoeffizient ist definiert als Quotient aus einer Verformung und der sie hervorruhenden Last. Dies entspricht gleichzeitig der Steigung der Last-Verformungskurve. Da die Last-Verformungs-Kurve einen nicht-linearen Verlauf hat, ist die Steifigkeit während einer Bewegung eines Bewegungssegments nicht konstant. Wilke empfiehlt daher in "Testing criteria for spinal implants" die Bestimmung der Steifigkeit separat für die neutrale und die elastische Zone [91, 92].

Die Parameter ROM, NZ, EZ und Steifigkeit haben sich zur zusammenfassenden Beschreibung der Beweglichkeit eines Wirbelsäulenabschnitts bewährt. Weitere wichtige biomechanische Eigenschaften sind das viskoelastische Verhalten und der Verlauf der "momentanen Rotationsachse", der besonders in degenerativ veränderten Wirbelsäulensegmenten abnormal konfiguriert ist [27, 28]. Die Datenlage zu diesen beiden Parametern ist jedoch aufgrund der aufwendigen Messmethoden und der komplizierten Auswertung deutlich geringer einzuschätzen und gehört nicht zum Standard einer biomechanischen Untersuchung an der Wirbelsäule [91].

Die Druckfestigkeit der Wirbelkörper nimmt von C1 nach L5 hin zu. Bei mittlerer Altersstufe beträgt die Druckfestigkeit an der Halswirbelsäule 2,8 kN, an der Brustwirbelsäule 4,2 kN und 5,7 kN an der Lendenwirbelsäule. Die entsprechenden Werte für die Bandscheibe betragen 3,2 kN, 8,0 kN und 15,0 kN.

1.2 Verletzungsmechanismen

1.2.1 Wirbelsäulenverletzungen

Wirbelfrakturen werden meist durch innere Kräfte im Sinne der Akzeleration oder der Dezeleration hervorgerufen. Die biomechanischen Eigenschaften der verschiedenen Wirbelsäulenabschnitte spielen eine grosse Rolle in der Traumatologie der Wirbelsäule. So sind beispielsweise der zervikothorakale (C5-C7) und der thorakolumbale Übergang (T12, L1) besonders häufig von Frakturen betroffen [32, 76, 93]. Dies hat seinen Grund im abrupten Wechsel der Steifigkeit beim Übergang von der flexiblen Halswirbelsäule zur steifen, durch den Thorax stabilisierten Brustwirbelsäule und dann wieder zur beweglichen Lendenwirbelsäule [86]. Für die Beurteilung von Wirbelkörperfrakturen sind einige grundlegende Kenntnisse wichtig.

Im angloamerikanischen Raum beruht die Klassifikation auf dem 2-Säulen-Modell (3-Säulen-Modell nach Denis et al. ist veraltet) der Wirbelsäule [17].

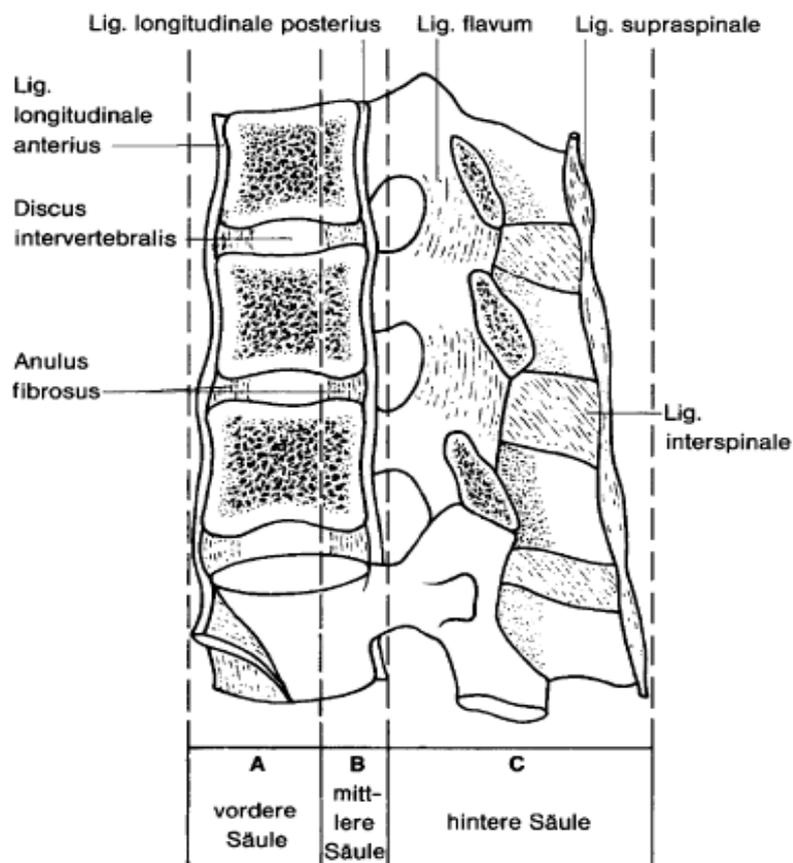


Abbildung 2: 3-Säulen- Modell der Wirbelsäule nach Denis

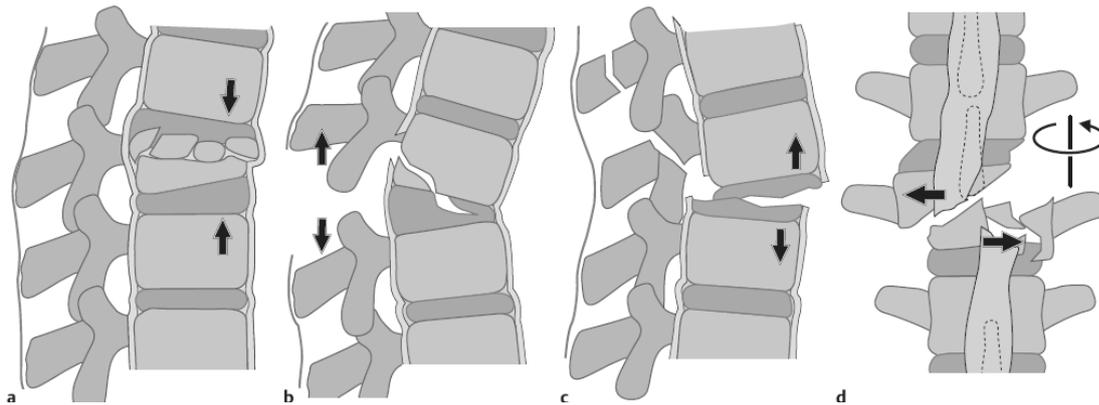


Abbildung 3: 2-Säulen-Modell der Wirbelsäule nach Magerl, bestehend aus:
 Vorderer Säule: Wirbelkörper, Bogenwurzel, Bandscheiben, starke vordere und hintere Längsbänder und
 Hinterer Säule: Wirbelbogen, paarige kleine Wirbelgelenke, Proc. Spinosi und dorsaler Bandapparat mit Lig. flavum, interspinosum und supraspinale.
 a) Flexions-Kompressionsverletzung (Typ A)
 b,c) Flexions-Distraktions- oder Extensionstrauma (Typ B)
 d) Rotationsverletzung (Typ C)

Anhand anatomisch-radiologischer Kennzeichen werden hierbei Kompressions-, stabile Berstungs-, instabile Berstungs-, Flexions-Distraktions- sowie Translationsverletzungen unterschieden.

Unterschieden werden die Wirbelsäulenverletzungen neben den isolierten Verletzungen der Quer- und Dornfortsätze nach Magerl et al. in Typ A (Kompressionsverletzung mit Beteiligung der vorderen Säule), Typ B (Kompressions-/Distraktionsverletzung mit Beteiligung der vorderen und hinteren Säule) und Typ C (Rotationsverletzungen) [54]. Diese Klassifikation ist im europäischen Raum verbreitet und an die AO-Klassifikation angelehnt. Mit zunehmendem Schweregrad steigt das Risiko einer Rückenmarksverletzung.

Hierbei sind folgende mögliche verletzungsbedingte neurologische Symptome aufgeführt

- Schmerzsymptome
- Radikuläre Symptome
- Konus-Kauda-Symptome
- Medulläre Symptome mit Commotio spinalis (reversibel), Contusio spinalis (nicht vollständig reversibel) und Compressio spinalis (irreversibel).

Bei der Entstehung von Tumoren und Entzündungen der Wirbelsäule spielt die Biomechanik eine eher untergeordnete Rolle. Wichtig sind jedoch biomechanische Überlegungen bei der Indikation und Planung der operativen Therapie.

1.2.2 Tumoröse Wirbelsäulenveränderung

Benigne und maligne Tumoren der Wirbelsäule kommen in allen Altersgruppen und in jedem Wirbelsäulensegment vor. 97% aller Tumoren der Wirbelsäule sind Metastasen, 3% sind primär spinalen Ursprungs, d.h. die überwiegende Zahl der spinalen Tumoren müssen daher als maligne angesehen werden [13]. Die Wirbelsäule ist ein bevorzugter Ort für die Absiedelung von Knochenmetastasen. Wirbelsäulenmetastasen stammen beispielsweise von Bronchial-, Mamma-, Prostata- und Nierenzellkarzinomen.

Hierbei wird unterschieden zwischen den ossären (Chondrom, Riesenzelltumor, Osteoblastom und Plasmozytom) und den interspinalen Tumoren.

Bei den intraspinalen Tumoren können prinzipiell 3 verschiedene Lokalisationen unterschieden werden, die sowohl in der Myelographie und im Postmyelo-CT, als auch mit dem weniger invasiven Untersuchungsverfahren (MRT) nachweisbar sind.

- Interspinal-extradural: Metastasen
- Intraspinal-intradural-extramedullär: Meningeom, Neurinom ("Sanduhrtumor")
- Intraspinal-intradural-intramedullär: Gliom, Ependymom

Die Therapieoptionen bei primären und metastatischen Wirbelsäulentumoren sind wie bei anderen Tumoren die Chemotherapie, die Bestrahlung, die operative Resektion und die palliative Therapie. Die operative Therapie ist indiziert, wenn es sich um einen primären, malignen Tumor der Wirbelsäule handelt, ein neurologisches Defizit vorliegt oder zu befürchten ist oder wenn durch eine pathologische Fraktur eine mechanisch instabile Situation vorliegt oder droht. Bei primär strahlen-resistenten Tumoren oder bei Versagen der nicht-invasiven Therapie ist eine Operation ebenfalls indiziert.

1.2.3 Entzündliche Wirbelsäulenveränderungen

Bakterielle Spondylitis/Spondylodiszitis

Ursächlich liegt hier meist eine hämatogen-bakterielle Streuung zugrunde.

Infektionen im Bereich der Wirbelsäule werden in spezifische und nicht-spezifische (pyogene) Infektionen unterteilt [13].

Pyogene Infektionen können von der Bandscheibe (Discitis) und vom Wirbelkörper (Spondylitis) ausgehen. Im Verlauf kann es dann im Rahmen einer Ausbreitung zur Beteiligung sowohl der Bandscheibe, als auch der Wirbelkörper (Spondylodiszitis) kommen. Die Infektion erfolgt häufig auf dem hämatogenen Weg, per continuitatem, oder iatrogen durch Punktionen. Über 50% aller pyogenen Infektionen werden durch *Staphylococcus aureus* hervorgerufen. Weitere Erreger sind *E. coli*, *Salmonella* spp. und *Pseudomonas* spp. [59, 61].

Im Gegensatz dazu kann die spezifische bakterielle Spondylitis, hervorgerufen durch Mykobakterien (meist durch *M. tuberculosis*) beim Erwachsenen nur im Wirbelkörper nahe der Grund- und Deckplatte beginnen. Sekundär kann es zu einer Infektion des Discus im Sinne einer Spondylodiszitis kommen [16, 61].

Typische röntgenmorphologische Veränderungen sind monosegmental reaktionslose Höhenabnahmen des Intervertebralraumes, mottenfrassartig zerstörte Grund- und Deckplatten und paravertebrale Weichteilschatten.

Beim Kind kann die Infektion von dem noch vaskularisierten Discus ausgehen (isolierte Discitis).

Die Therapie bei infektiösen Entzündungen der Wirbelsäule besteht vorerst in antibiotischer Chemotherapie. Bei paravertebralen Abszessen ohne Instabilitätszeichen kann eine CT-gesteuerte Punktion indiziert sein. Bei einer Myelonkompression mit neurologischen Zeichen oder bei Instabilität/Fehlstellung durch Destruktion der ventralen Säule kann eine operative Therapie zur Dekompression und Rekonstruktion mit Stabilisierung der betroffenen Bewegungssegmente indiziert sein [59].

1.3 Diagnostik der Halswirbelsäulenverletzung

Durch die klinische Untersuchung erhält man für die Röntgendiagnostik wertvolle Lokalitätshinweise. Bei der klinischen Untersuchung sollte auf folgende Punkte besonders geachtet werden:

- Schonhaltung,
- Gibbusbildung,
- Klaffen der Dornfortsätze,
- Maximaler Druck- bzw. Schmerzpunkt,
- Stauchungs- und Ausstrahlungsschmerz

Bei der exakten neurologischen Untersuchung sind durch Überprüfung von Sensibilität, Motorik und Reflexprüfung das Ausmaß und die Höhe eventueller Schädigungen zu erheben.

Bei der klinischen Untersuchung bewusstseinsgetrübter Patienten können folgende Punkte Hinweise auf eine Querschnittslähmung geben:

- Abdominalatmung
- Fehlende oder abgeschwächte Abwehrreaktion auf Schmerzreize
- Priapismus

Eine grosse Bedeutung kommt der Untersuchung der Funktion der unteren sakralen Segmente zu. Fehlender Bulbo-Cavernosus- oder Anal-Sphinkterreflex weist auf eine komplette Querschnittsläsion hin.

Bei inkomplettem Querschnittssyndrom ist eine sakrale Aussparung vorhanden. In der Regel sind Restqualitäten von Motorik und Sensibilität erhalten.

Bei der Erfassung der neurologischen Störungen unterscheidet man zwischen medullären und radikulären Ausfallserscheinungen.

Bei medullären Ausfällen kommt es bei einer Querschnittslähmung je nach Höhe der Läsion zu motorischen und sensiblen Ausfällen, zu einer Störung der Blasen-, Mastdarm- und Sexualfunktion sowie auch zu weiteren vegetativen Funktionsstörungen.

Radikuläre Ausfälle liegen vor, wenn die Störungen bestimmten Nervenwurzeln zugeordnet werden können. Ursache ist zumeist eine temporäre oder permanente Quetschung der Wurzel durch Einengung der Foramina.

Im Zervikalbereich kommen der Häufigkeit nach meist C7-, C6-, C5-, C8- und C4-Syndrome vor.

Radiologische Diagnostik

Die Röntgenuntersuchung der verletzten Halswirbelsäule steht im Zentrum der ärztlichen Bemühungen um den unfallverletzten Patienten. Die Röntgenaufnahmen der Halswirbelsäule erfolgen prinzipiell in a.p. und seitlicher Projektion mit Zentralstrahl auf den klinisch vermuteten Läsionsort. Die Röntgenaufnahme der gesamten Halswirbelsäule, einschliesslich des zervikothorakalen Übergangs, ist unerlässlich. Die Darstellung der unteren Halswirbelsäule in der seitlichen Aufnahme gestaltet sich wegen des durch den Muskeltonus bedingten Schulterhochstandes als schwierig. Daher werden die Schultern durch passives Herabziehen der Arme aus dem Strahlengang gebracht, oder eine gedrehte Aufnahme bzw. eine "swimmer`s-view"-Aufnahme erstellt. Routinemässig ist auch eine transorale Aufnahme zur Darstellung von Dens, Atlas und Epistropheus vorzunehmen.

Die Schrägprojektion mit nach kranial gerichtetem Strahlengang dient zur Darstellung des vorderen Anteils der Foramina, die Schrägprojektion mit nach kaudal gerichtetem Strahlengang nach "Dorland" für den hinteren Anteil der Foramina und insbesondere der Gelenkfläche der kleinen Wirbelgelenke.

Bei diskoligamentären Verletzungen sind gehaltene Aufnahmen der seitlichen Halswirbelsäule in maximaler Flexion und Extension indiziert. Hierbei kommt die Subluxation resp. Das Aufklaffen des Zwischenwirbelraums besser zur Darstellung. Dieses Verfahren birgt jedoch die Gefahr einer sekundären Dislokation. Bestehen bereits aufgrund der Standarduntersuchungen Anhaltspunkte für eine instabile Verletzung, ist eine Funktionsaufnahme kontraindiziert.

Die Computertomographie stellt für die Diagnostik der Wirbelsäulenverletzung einen erheblichen Fortschritt dar. Sie ist prinzipiell in der Lage, sowohl Weichteil- als auch knöcherne Strukturen darzustellen. Die computertomographische Untersuchung dient vor allem zur Aufdeckung von Wirbelbogen- und Gelenkfrakturen. Überdies können Einengungen des Spinalkanals und der Foramina sowie Zerstörungen des Wirbelkörpers eindrucksvoll dargestellt werden. Mittels der sagittalen Rekonstruktion kann z.B. die Wirbelhinterkante gut zur Darstellung kommen.

Die Computertomographie ist für die präoperative Frakturdiagnostik die Methode der Wahl.

Die Kernspintomographie ist kein radiologisches, sondern ein Magnetresonanzver-

fahren.

Im Gegensatz zur Computertomographie ermöglicht sie die Erstellung direkter horizontaler, sagittaler und frontaler Schnittbilder und damit eine direkte Darstellung aller drei Raumebenen mit Darstellung des Rückenmarkes und insbes. des Parenchyms. Eine Indikation zur Kernspintomographie ist dann gegeben, wenn mit den anderen Verfahren bei einem vorliegenden neurologischen Defizit keine Verletzung nachgewiesen werden konnte. Sie hat in der Bewertung knöcherner Strukturen einen geringen Stellenwert, ist jedoch zur Beurteilung der Bandscheiben und des Verletzungsausmaßes am Rückenmark selbst von großer Bedeutung.

1.4 Therapie

Ziel des Wirbelkörperersatzes ist die Stabilisierung und Wiederherstellung des Profils der vorderen Säule nach Entfernung des betroffenen Segments. Dies kann sowohl mit autologen und allogenen Knochenmaterialien, als auch mit Wirbelkörperersatz-implantaten, sog. Cages, durchgeführt werden. Hierbei werden expandierbare Cages zunehmend häufiger eingesetzt.

Neoplastische Osteolysen, Frakturen (Osteoporose oder Trauma) oder inflammatorische Prozesse können häufig zur Zerstörung der Wirbelkörper mit anschließender Instabilität führen. Daher ist zur Wiederherstellung der Stabilität eine Rekonstruktion der vorderen Säule notwendig [1].

Die Indikation zur operativen Therapie ist gegeben, wenn eine mechanisch instabile Situation oder eine signifikante Fehlstellung vorliegt [56].

Die primären Ziele der chirurgischen Versorgung sind daher die Dekompression von neurologischen Strukturen, die endgültige Ausräumung von infektiös, traumatisch oder tumorös-pathologisch verändertem Gewebe und die Rekonstruktion des verletzten Wirbelsäulensegments. Dies macht häufig ein radikales Vorgehen mit Entfernung des Wirbelkörpers samt angrenzenden Bandscheiben nötig (Korporektomie und Dissektomie).

Eine kontinuierliche Verbesserung der therapeutischen Möglichkeiten hat in den letzten Jahren die Lebenserwartung im Fall von Wirbelsäulenmetastasen oder primären malignen Wirbelsäulentumoren erhöht. Generell erfolgt die Indikationsstellung zum Wirbelkörperersatz im Fall von primären Tumoren oder Metastasen interdisziplinär. Wichtige Kriterien für die Indikation zum Wirbelkörperersatz sind Alter, Allge-

meinzustand und geschätzte Überlebensprognose. Die Abschätzung der Prognose erfolgt zum einen nach Kriterien der jeweiligen Fachdisziplin unter Berücksichtigung der in das Fachgebiet fallenden Tumorentität, zum anderen durch die Entscheidung der mitbehandelnden Strahlentherapeuten/Onkologen.

In allen Fällen von Malignität wurde die Lebenserwartung interdisziplinär über ein Jahr eingeschätzt. Weitere Einflussfaktoren sind die Prophylaxe oder Reduktion neurologischer Defizite und/oder biomechanischer Instabilitäten sowie die Verbesserung der Lebensqualität inklusive der Schmerzreduktion, die Lokalisation und die Sensibilität des Tumors auf Radio und/oder Chemotherapie sowie antihormonelle Therapie.

Eine weitere mögliche Indikation zum Wirbelkörperersatz stellen instabile Frakturen der Wirbelsäule (Typ B oder C-Verletzung nach Magerl) dar [54].

Hier liegt häufig schon primär eine Myelonkompression vor und der zusätzliche ventrale Zugang zur Wirbelsäule ermöglicht nicht nur die komplette spinale Dekompression sondern auch die Option, eines knochengefüllten Titan-Cages optimal zu rekonstruieren [6]. Bei der alleinigen dorsalen Instrumentierung werden 90% der entstehenden Kräfte auf das Implantat übertragen [57]. Dies führt zum Implantatversagen oder, bei Entfernung der Instrumentierung, sekundär zu einer segmentalen Kyphose. In Untersuchungen bei Wirbelkörperfrakturen fanden sich im Bereich der gesamten Wirbelsäule (insbesondere jedoch in der BWS und LWS) bei 70% der Patienten mit alleiniger dorsaler Instrumentierung sekundäre Kyphosen von ca. 20% [59, 70, 74, 93]. In Form von Myelopathie oder Syringomyelie kann es zu neurologischen Ausfällen kommen [18, 32]. Auch bei osteoporotischen Frakturen kann die Stabilität der dorsalen Instrumentierung entweder durch Verlängerung der Instrumentierung oder aber durch Interposition eines ventralen Cages erhöht werden [6].

Spondylitiden oder Spondylodiszitiden Spondylodiszitiden stellen die dritte mögliche Indikation, einen Wirbelkörperersatz durchzuführen. Die Indikation zur Implantation alloplastischer Materialien bei entzündlichen Geschehen ist zugunsten des Einsatzes von autologen Fremdknochen zurückhaltend. Dieser bildet einen guten Ausgangspunkt für eine knöcherne Durchbauung des Defekts und damit für die solide Fusion, während alloplastisches Material mit der Behandlung des Infekts interferieren kann [87]. Bei mehrsegmentaler Spondylodiszitis nach dorsaler, segmentübergreifender Instrumentierung ist der Transfer von autologer Spongiosa in

den zuvor ausgiebig debridierten Focus möglich [46], während auch hier der erfolgreiche Einsatz von mit autologem Knochen befüllten Cages nach radikalem Debridement von Spondylitis und Spondylodiszitis sicherlich eine mehr als sinnvolle Alternative darstellt [31].

Neben den gängigen konservativen, medikamentösen und operativen Therapieansätzen wurde 1933 von Burns die in anderen Bereichen bereits etablierte Technik der Gelenkversteifung (Arthrodesen) erstmals an der Wirbelsäule eingesetzt. Burns Intention bei diesem ersten bekannten Versuch einer interkorporellen Fusion war die Stabilisierung eines angeborenen Wirbelgleitens (Spondylolisthesis) am lumbosakralen Übergang. Hierbei wurde ein autogener Tibiaspan über den ventralen Zugangsweg in den zu versteifenden Zwischenwirbelraum eingebracht.

Während bei der HWS eine ventrale Plattenosteosynthese meist vollkommen ausreichend ist, ist eine alleinige dorsale oder ventrale Stabilisierung im Bereich der BWS und LWS oft nicht suffizient. Es kann im Verlauf zu Repositionsverlusten mit kyphotischer Fehlstellung kommen [58, 76, 93]. Die Hauptwirkungen von Stabilisierungsverfahren können eingeteilt werden in axiale Belastungen sowie in Rotations- und Scherkräfte. Da die Hauptlast in axialer Richtung nach dem Zweisäulenmodell von Whitesides [55, 90] von der ventralen Säule aufgenommen wird, haben sich zur axialen Stabilisierung Verfahren bewährt, die den Defekt der ventralen Säule mit einem Platzhalter rekonstruieren. Diese unterscheiden sich im Wesentlichen im Zugangsweg von dorsal oder von ventral und im verwendeten Platzhalter.

In der Folge wurden sowohl an der Halswirbelsäule, als auch an der Brust- und Lendenwirbelsäule standardisierte Zugänge von ventral zum Zwischenwirbelraum entwickelt.

Der von Robinson [72, 73] eingeführte ventrale Zugang zur Halswirbelsäule ermöglichte die anteriore Diskektomie sowie eine sichere Dekompression des Spinalkanals und eine sekundäre Entlastung der Neuroforamina durch Distraction des Bandscheibenraums unter Verwendung eines hufeisenförmigen Knochenspanns, da eine alleinige zervikale Diskektomie zu einem Kollaps des Bandscheibenraums mit kyphotischer Fehlstellung im betroffenen Segment mit resultierenden klinischen und neurologischen Beschwerden führt.

Diese Fusion kann nun durch eine Vielzahl unterschiedlicher Möglichkeiten erreicht werden. Hierbei sind die Art und die Qualität des intervertebralen Implantats, neben

Faktoren wie dem allgemeinen Zustand des Patienten entscheidende Faktoren im Hinblick auf das Ergebnis der Fusion.

Ein geeignetes Implantat sollte dafür folgende Eigenschaften besitzen:

- Mechanische Stabilität hinsichtlich der Aufrechthaltung der Intervertebralraumhöhe und der axialen Kompression
- Osteokonduktive Fähigkeiten
- Möglichst geringe immunologische Aktivität, um lokale Entzündungsreaktionen mit Osteolyse und vermindertem Wachstum zu verhindern.

1.4.1 Beckenkamm

Ein diesen Kriterien entsprechendes Implantat ist der häufig verwandte autologe trikortikale Beckenkammspan, bei dem die klinische Erfolgsrate nach solider knöcherner Durchbauung bei 85-90% liegt. Der Vorteil besteht darin, dass kein Fremdkörper eingebracht werden muss und trotzdem eine solide ossäre Fusion mit vollständiger monosegmentaler Durchbauung des Zwischenwirbelraums an der Halswirbelsäule nach 3-6 Monaten erreicht werden kann [35, 40, 70, 72, 75]. Somit wird auch das Risiko auf Osteolyseentstehung aufgrund einer immunologischen Reaktion, wie sie bei Fremdmaterialien auftreten können, drastisch minimiert. Ein weiterer Vorteil des autologen Beckenkammspans ist das osteokonduktive und osteoinduktive Potential, welches sich auf die im Transplantat befindlichen Osteozyten, Osteoblasten sowie der mesenchymalen Zellen stützt, die eine wichtige Rolle bei der erfolgreichen Fusion spielen.

Demgegenüber steht eine ganze Reihe von Nachteilen, die bei der Verwendung künstlicher Implantate zumindest teilweise ausgeschlossen werden können. Eines der Hauptprobleme ist die Entnahmemorbidität (Donor-Site-Morbidity), welche mit einer Wahrscheinlichkeit von 9-49% auftreten [3, 5, 30, 48, 77, 96]. Diese sind unter anderem durch die zunehmende Operationsdauer bedingt. Neben Frühkomplikationen wie Infektionen, Wundhämatomen- und Schmerzen, sind Langzeitkomplikationen wie Dysästhesien und Taubheitsgefühlen, Nervenverletzungen, Frakturen des Os ilium, peritoneale Perforation, Hernien und Gehstörungen beschrieben.

Es werden zahlreiche Probleme der Knochentransplantate beschrieben, wie Pseudarthrosen (4-20%) bei ungenügender knöcherner Durchbauung [5, 30],

Transplantatssinterung- und wanderung mit Fehllagen [48, 96], mit daraus resultierender kyphotischer Fehlstellung und hieraus folgender neurologischer Symptomatik. Hinzu kommt, dass das autologe Knochentransplantat nur in begrenztem Umfang zur Verfügung steht und somit eine mehrsegmentale Fusion unmöglich wird. Als eine weitere Spätkomplikation stehen die Transplantatnekrosen speziell bei postoperativer Strahlentherapie von Tumormetastasen im Raum [10].

Bei der Wahl des Implantats sollte bei malignen Tumoren auf das autologe trikortikale Beckenkammspan als interkorporelles Implantat verzichtet werden, da die komplette Einheilung einerseits mindestens 4-6 Monate in Anspruch nimmt, andererseits eine häufig zusätzlich durchgeführte Radio-/Chemotherapie zu einer erheblichen Verzögerung des Fusionsvorgangs führt.

Cages

Auch heute wird der autologe trikortikale Beckenkammspan, trotz der häufig auftretenden Entnahmemorbiditäten am Beckenkamm [3, 5, 30, 48, 77, 96], noch immer als Standardtransplantat zum Wirbelkörperersatz angesehen [32, 40, 70, 72, 75]. Darüber hinaus werden regelmäßig autologe oder allogene Knochentransplantate aus der Fibula, den Rippen, der Tibia oder dem Femur eingesetzt.

In den letzten Jahren kam es, bedingt durch die oben erwähnten Entnahmemorbiditäten, zu einem vermehrten Einsatz von Cages als Wirbelkörperersatz an der zervikalen Wirbelsäule.

Der amerikanische Orthopäde Bagby [4] entwickelte in den 80er Jahren einen kleinen, hohlen, perforierten Stahlzylinder, den er an der Halswirbelsäule von Pferden einsetzte. Diese Konstruktion kann als erster Cage bezeichnet werden, der durch einen Distraktions-Kompressionsvorgang (principle of distraction-compression) eine Arthrodesse bewirkte. Somit war keine Notwendigkeit der zusätzlichen Sicherung mittels Spondylodeseimplantaten von Cages gegeben. Das betreffende Bandscheibenfach wurde durch das Implantat auf die ursprüngliche Höhe distrahiert. Der wieder unter Spannung gebrachte Anulus übte dabei gemeinsam mit der axialen Last der Wirbelsäule eine Kompressionskraft auf das Implantat aus, was zu einer stabilen Implantatverankerung führte.

Mit einer Weiterentwicklung des von Bagby [4] konstruierten Stahlzylinders zum BAK Cage (**B**agby **A**nd **K**uslich) [49, 60, 62] besteht seit 1992 die Möglichkeit, Cages am Menschen einzusetzen.

Harms entwickelte 1986 einen zylindrischen metallischen Cage, den sog. "Titanium mesh cage" [32], der einem runden Drahtkorb entspricht und verschiedenartig gefüllt werden kann. Die Entwicklung von Cages hat seitdem rasant zugenommen. Im Verlauf wurde eine Vielzahl von Implantaten mit unterschiedlichstem Design (horizontaler Zylinder, vertikale Ringe, offene Boxen, u.a.), aus verschiedensten Materialien (Stahl, Titan, Karbon oder Kunststoff) bestehend entwickelt. Die Cage-Implantate können über den ventralen Zugang in den Intervertebralraum eingebracht werden.

Sowohl in klinischen, biomechanischen, als auch in tierexperimentellen Studien konnte gezeigt werden, dass die intervertebrale Fusion mit Cages gute Ergebnisse aufweisen. Die Aufgaben, die auf die Cages hierbei zukommen, sind nach Wiener die Stabilisierung der vorderen Säule des betroffenen Segments unter Wiederherstellung der ursprünglichen Bandscheibenhöhe mit physiologischer Lastverteilung.

Unter einer guten Distraction des Intervertebralraumes kommt es zu einer besseren Primärstabilität unter Ruhigstellung des Bewegungssegments bis zur knöchernen Durchbauung. Das eingebrachte Implantat sollte ein geringes Sinterungsverhalten aufweisen. Um eine optimale Fusion zu erreichen, sollte das Cagevolumen unter gleichzeitig vergrößertem Füllvolumen für Knochenmaterial und maximaler Kontaktfläche an den Endplatten verringert werden.

Die Vorteile gegenüber dem autologen trikotikalen Beckenkammspan liegen zweifelsohne in der Reduktion der Entnahmemorbidity sowie in der Möglichkeit des mehrsegmentalen Einsatzes. Da der Cage eine sofortige Stabilisierung der anterioren Säule bietet, wird kein kortikaler Knochenspan mehr benötigt. Für eine mögliche Füllung der Cages kann daher Knochenspongiosa, welche weniger invasiv entnommen werden kann, oder andere osteoinduktive Materialien verwendet werden, was zu einer verringerten Entnahmemorbidity führt.

Neben diesen positiven Eigenschaften weisen Cages jedoch auch entscheidende Nachteile auf. Hier ist insbesondere das Sinterungsverhalten der Cages in die Grund-/Deckplatten zu erwähnen, welches eine Kyphosierung in diesem Segment nach sich ziehen kann. Das cagebezogene Sinterungsverhalten in die Endplatten ist

abhängig vom Implantatdesign, der Knochendichte sowie Anpassung des Cages an die Form der Endplatten.

Es kann auch zu einer Migration des Implantats mit daraus resultierender Fehlplatzierung [48, 96] sowie Weichteilverletzung, bis hin zu einer Myelopathie bei posteriorer Wanderung kommen.

Ein weiterer Nachteil ist sicherlich eine Revisionsoperation bei sekundärem Repositionsverlust. Die Explantation des Cages, welche unter Umständen zu einer Läsion der Endplatten führen kann, ist aufwendiger als beim autologen Beckenkammspan. Hinzu kommt, dass die Kontrollmöglichkeit mittels MRT bei einer Myelopathie aufgrund der metallbedingten Artefaktbildung eingeschränkt ist. Um die mechanischen Vorteile des Cages mit den biologischen eines Beckenkammspans zu vereinen, ist es heutzutage Mittel der Wahl, den Cage mit autologer Knochenspongiosa zu füllen. Besonders der von Harms entwickelte Titanium Mesh Cage ist hierfür geeignet, da er im Gegensatz zu den häufig verwandten schraubenartigen BAK-Cages ein grosses Füllvolumen mit direktem Kontakt der Spongiosa mit den angrenzenden Endplatten bietet. Der Nachteil dieser Kombination, neben den für den Cage üblichen Schwachstellen, liegt im sog. "stress-shielding" des Spongiosatransplantats [39, 44]. Da es sich innerhalb des strukturell stabilen Cages befindet, ist die Last, die es im Vergleich zum herkömmlichen trikortikalen Beckenkammspan tragen muss theoretisch geringer und es besteht die Möglichkeit, dass die Integration des Spongiosatransplantats mit belastungsabhängiger Ausrichtung der Knochentrabekel vermindert ist.

Die metallischen Implantate werden in distrahierbare und nicht-distrahierbare Cages unterteilt [53, 81].

Stellvertretend für die nicht-expandierbaren Cages ist das "Meshed Titanium Cage" nach Harms (DePuy Acromed, Sulzbach, Germany) [41, 42, 43, 49].

Intraoperative Probleme, insbesondere die spezielle Anpassung des Cages in die Defekthöhe sowie die Angulation der Endplatten sind verbunden mit Probeimplantationen- und explantationen des Cages. Diese können zu Läsionen der Endplatten führen und darüber hinaus Wegvorbereiter einer Implantatsinterung sein. Aus diesen Gründen werden in letzter Zeit zunehmend expandierbare Cages angewendet. Vertreter dieser Gruppe sind unter anderem Synex-C-Titan, Synex-C-PEEK und ADD (Anterior Distraction Device) [46, 47, 49, 50].

1.5 Ziel des Versuchs

Der Versuch beschäftigt sich mit dem biomechanischen Vergleich verschiedener Stabilisierungsverfahren an der humanen Halswirbelsäule.

Ziel dieser Studie war es, die bisher verfügbaren biomechanischen Daten expandierbarer Korporektomie-Cages auf der Basis eigener experimenteller Untersuchungen zusammenzufassen und den etablierten Implantaten und Transplantaten gegenüberzustellen.

Diese Studie wurde durchgeführt, um expandierbare Cages biomechanisch in vitro mit einem nicht-expandierbaren Cage und dem autologen trikortikalen Beckenkammspanimplantat in einem zervikalen Korporektomiemodell zu vergleichen.

Hierbei sollte geprüft werden, ob die expandierbaren Cages die Stabilität des nativen Bewegungssegments wiederherstellen können. Insbesondere war es wichtig, auf die Biomechanik der verschiedenen Cages (expandierbar/nicht-expandierbar) mit ihren zum Teil differierenden Designs einzugehen.

Die humanen zervikalen Wirbelsäulenpräparate wurden auf den Bewegungsumfang ROM (Range of Motion) und auf die Steifigkeit in Flexion, Extension, Rotation und Seitwärtsneigung unter standardisierten Testbedingungen [91], in einem etablierten Testaufbau untersucht [40, 41, 43].

2 Material und Methoden

Um die stabilisierenden Eigenschaften der verschiedenen Verfahren und Implantate zu untersuchen, wählten wir eine nicht-destruktive, dreidimensionale Steifigkeitsmessung am isolierten humanen Bewegungssegment.

2.1 Studiendesign

Zunächst wurden alle 40 Präparate in nativem Zustand getestet. Sie dienten somit als ihre eigene Kontrollgruppe. Daraufhin wurden die Präparate in fünf Gruppen (n = 8) aufgeteilt. Die Zuordnung zu den Gruppen erfolgte nach Stratifizierung der Präparate hinsichtlich Alter und Geschlecht. Der Wirbelkörperersatz wurde mit folgenden Implantaten durchgeführt.

Nativ-Testung (n = 40)	Implantat	Typ	Hersteller	Material
Gruppe A	Trikortikaler Beckenkamms pan (n = 8)	-	-	Knochen
Gruppe B	Harms (n = 8)	Nicht-expandierbar	DePuy AcroMed Sulzbach, Deutschland	Titan
Gruppe C	ADD (n = 8)	Expandierbar	Ulrich Medizintechnik GmbH, Ulm	Titan
Gruppe D	Synex- C (n = 8)	Expandierbar	Synthes AG, Bettlach, Schweiz	Titan
Gruppe E	Synex- C (n = 8)	Expandierbar	Synthes AG, Bettlach, Schweiz	PEEK (Poly-Ether-Ether-Komplex)

Tabelle 1: Designparameter der Implantate

Da durch die Implantation des Cages allein noch keine für eine sinnvolle Testung ausreichende Stabilität erzielt werden kann, wurde jedes Präparat nach Implantation des entsprechenden Cages, bzw. trikortikalen Beckenkammspanns sequentiell mit folgenden zusätzlichen Stabilisierungen getestet:

Gruppe 1	Cage/Beckenkammspan
Gruppe 2	Cage/Beckenkammspan + anteriore Stabilisation, CSLP (Cervical Spine Locking Plate)
Gruppe 3	Cage/Beckenkammspan + anterior-posteriore Stabilisation, CSLP + Cervifix

Tabelle 2: Gruppeneinteilung

2.2 Präparate

Die Versuchsreihe stützt sich auf HWS-Exemplare von 40 intakten Erwachsenenleichen. Das Durchschnittsalter der Donatoren (22 Männer und 18 Frauen) lag bei 56,9 +/-6,3 (41-65) Jahren.

Anbetracht der medizinischen Geschichte jedes einzelnen Spenders wurden zu Lebzeiten erlittene Traumata oder tumoröse, rheumatische und bakteriell-entzündliche Krankheiten, die die mechanischen Eigenschaften der HWS hätten gefährden können, ausgeschlossen.

Im Falle eines positiven Befundes wäre das Präparat von der Studie ausgeschlossen worden.

Jede einzelne Halswirbelsäule wurde radiologisch (CT-Aufnahme, konventionelles Röntgen a.p. und seitlich) untersucht, um Osteolysen, Frakturen oder andere Veränderungen auszuschließen. Zusätzlich wurde eine Knochendichtemessung der Präparate mit Hilfe einer quantitativen Computertomographie auf einem Siemens Somatom plus 4 Scanner (Siemens AG, Erlangen, Deutschland) durchgeführt.

Es wurde bei keinem Präparat eine pathologisch veränderte Knochendichte

festgestellt. Der Abstand zwischen Grundplatte von C3 und Deckplatte von C5 wurde radiographisch bestimmt. Der Mittelwert betrug 26,03 mm (+/- 0,24 mm).

2.3 Präparation

Die Präparate wurden bei Raumtemperatur aufgetaut und anschließend von Weichteilgewebe und oberflächlicher Muskulatur zu befreit. Hierbei ist es wichtig, die Gelenkkapsel und alle Band- und Knochenstrukturen der HWS nicht zu beschädigen. Anschließend wurden die überflüssigen kranialen und kaudalen Anteile der HWS mit einer oszillierenden Knochensäge (Aesculap Typ G-611-05) abgetrennt, so dass ein HWS-Segment mit der kaudalen Hälfte von C3, der komplette C4-Wirbelkörper sowie die kraniale Hälfte von C5-Wirbelkörper entfernt wurde.

Entsprechend der Hinweise zur In-vitro-Testung von Wirbelsäulenimplantaten (85) wurden die Wirbelsäulen direkt nach der Entnahme in mit physiologischer Kochsalzlösung angefeuchtete Kompressen eingewickelt und bis kurz vor der Testung bei -18°C tiefgekühlt gelagert. Um den Auftauvorgang möglichst gewebeschonend zu gestalten, wurden die Präparate unmittelbar vor der Messung im 25°C warmen Wasserbad aufgetaut. Dabei kamen die HWS-Segmente zu keinem Zeitpunkt in direktem Kontakt mit Wasser.

2.4 Einbettung

Sinn und Zweck der Einbettung bestand darin, das HWS-Segment so zu fixieren, dass eine Bewegung nur noch in dem zu testenden Bewegungssegment (C3-C5) möglich war. Die Eingesstöpfe wurden vor der Einbettung mit Vaseline gefettet, um ein späteres Anheften der Beracryl-Präparat-Verbindungen und damit eine mögliche Schädigung der Präparate beim Entfernen zu vermeiden.

Das Präparat wurde mittels eines Laborstativs mittig und senkrecht im unteren Testtopf positioniert, wobei das kaudale Ende des C5-Wirbelkörpers mit dem Topfboden in Kontakt stand. Als Einbettmedium wurde Polymethylmethacrylat (PMMA, Technovit 3040; Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim/Ts, Deutschland), ein aus zwei Komponenten bestehender schnell härtender Kunststoff, verwendet. Zur

Fixation wurde in einem separaten Messbecher das Beracrylpulver mit dem Monomer im Verhältnis von 1:1 gemischt und vorsichtig in den Testtopf gegossen, sodass nur noch das obere Drittel des fünften zervikalen Wirbelkörpers frei war. Nach vollständiger Aushärtung des Beracryls, die ca.30 Minuten dauerte, erfolgte die Einbettung des kranialen Präparatanteils. Hierzu wird der Testtopf mitsamt dem fest verbundenen Präparat kopfüber gedreht und über eine Einbetthilfsvorrichtung in den zweiten Testtopf gehangen.

Nach der korrekten Positionierung des kranialen HWS-Anteils im unteren Testtopf wurde dieser ebenfalls mit dem Beracryl-Monomer-Gemisch bis zum unteren Drittel des C3-Wirbelkörpers aufgefüllt. Nach weiteren 30 Minuten war das Gemisch ausgehärtet. Das HWS-Segment war nun soweit eingebettet, dass nur noch die kaudalen 1/3 von C3, der ganze C4 und die kranialen 1/3 des C5, sowie die dazwischen liegenden Bandscheiben sichtbar waren. Nun konnte man das eingebettete HWS-Segment zur Nativmessung im Wirbelsäulen-Prüfstand einbringen.

Die Präparate wurden während des gesamten Einbettungsvorgangs mit einer 0,9%igen NaCl-Lösung feucht gehalten.



Abb. 3

Einbettung des kaudalen
Anteils



Abb. 4

Einbettung des kranialen
Anteils



Abb. 5

Das zu testende Präparat

2.5 C4-Korporektomie

Nach der Nativtestung wurden die Präparate aus dem Versuchsaufbau entfernt, um diese auf die Testung der Implantate vorzubereiten. Hierfür wurden die C4-Wirbelkörper mitsamt der dazugehörigen Bandverbindungen, den kleinen Wirbelgelenken, den beiden Foramina intervertebralia, sowie den in ihnen verlaufenden Leitungsbahnen und den angrenzenden Bandscheiben aus den HWS-Säulen entfernt. Es resultierte eine Situation gemäß einer Resektion der Zonen 3 und 4 nach Weinstein [89].

2.6 Implantate

2.6.1 Cages

In dieser Studie wurden insgesamt vier verschiedene zervikale Korporektomie-Cages getestet. Hierunter waren ein nicht-expandierbarer und drei weitere expandierbare Cage-Typen. Die vier verwendeten Implantate werden in den Abbildungen 6 bis 9 in Detailansicht gezeigt. Die durchschnittliche Implantathöhe wurde anhand des radiographisch ermittelten Abstandes C3-C5 ausgewählt. Die Endplatten der verwendeten Implantate wiesen keine Angulation auf. Alle Implantate wurden gemäß den Empfehlungen der Hersteller implantiert.

In Tabelle 3 werden die Implantatabmessungen (Höhe, Breite und Tiefe) aufgeführt. Die durchschnittliche Implantathöhe wurde nach der Implantation im seitlichen Röntgenbild bestimmt. BKS: Beckenkammspan.

Cage	Typ	Hersteller	Material	Höhe (mm)	Durchschnittl. Höhe (mm)	Breite (mm)	Tiefe (mm)
BKS	-	-	Knochen	-	26,3	13,3	14,4
Harms	Nicht - expandierbar	DePuy AcroMed	Titan	-	25,9	14,0	14,0
ADD	Expandierbar	Ulrich	Titan	24-40	26,2	14,0	14,0
Synex- C	Expandierbar	Mathys	Titan	20-30	26,0	15,0	13,0
Synex- C	Expandierbar	Mathys	PEEK	20-30	25,9	15,0	13,0

Tabelle 3: Implantatabmessungen (Höhe, Breite und Tiefe)



Abb. 6
Harms DePuy
(DePuy Acromed, Sulzbach,
Deutschland)



Abb. 7
ADD Ulrich
(Ulrich Medizintechnik GmbH, Ulm,
Deutschland)



Abb. 8
Synex-C Titanium
(Synthes AG, Bettlach, Schweiz)



Abb. 9
Synex-C PEEK
Poly-Ether-Ether-Komplex
(Synthes AG, Bettlach, Schweiz)

Abbildungen 6 bis 9: Formen der Implantate

2.6.1.1 Harms-Cage (DePuy Acromed)

Der verwendete Meshed Titanium Cage (DePuy Acromed) ist ein nicht-expandierbarer Cage in zylindrischem Design. Cages diesen Typs bestehen aus einem nahtlos gefertigten Titannetz und weisen einen ovalen Querschnitt verschiedener Größen auf. Das in dieser Studie verwendete Exemplar hat einen Querschnitt von 14 x 14 mm mit flachen Endplatten.

Dieser Cagetyp wird intraoperativ auf die richtige Länge zurechtgeschnitten. Zusätzlich wird eine Anpassung der Endplattenwinkel vorgenommen.

2.6.1.2 ADD Cage, Anterior Distraction Device (Ulrich)

Der ADD Cage ist ein kommerziell erhältlicher, stufenloser expandierbarer Titancage in zylindrischem Design mit runden, flachen Endplatten. Um eine Auffüllung des Cages mit autologer Knochenspongiosa und eine schnelle knöcherne Durchbauung zu ermöglichen, ist der Cage innen hohl und die Endstücke mit vielen Löchern versehen.

Der ADD ist in drei verschiedenen Endplattendurchmessern (12, 14 und 16 mm) mit einer Distractionshöhe zwischen 10 und 65 mm erhältlich. Wir verwendeten ein Modell mit einem Durchmesser von 14 x 14 mm und einer Höhe von 24 - 40 mm. Eine Endplattenangulation ist möglich.

2.6.1.3 Synex-C Cage (Mathys)

Der "Synex-C" der Firma Mathys ist ebenfalls ein expandierbarer Cage mit gezahnten, oval-konischen Endplatten ohne Möglichkeit zur Endplattenangulation. Das experimentelle Implantat besteht aus einer Titanlegierung. Alternativ dazu werden auch Cages aus PEEK (Poly-Ether-Ether-Ketone) hergestellt.

In dieser Studie verwendeten wir beide Cagedesigns. Beide Exemplare haben einen Endplattendurchmesser von 13 x 15 mm und eine Distractionshöhe zwischen 20 und 30 mm.

2.7 Versuchsplanung

Die 40 entnommenen humanen Halswirbelsäulenpräparate (C2-C6) wurden randomisiert auf 5 Gruppen (n=8) aufgeteilt. Alle 40 Präparate wurden primär nativ getestet.

Nach anschließender Präparation (komplette Korporektomie des C4 –Wirbelkörpers, Diskektomie) erfolgte die Implantation des entsprechenden Implantats. Die Wirbelkörperresektion erfolgte entsprechend der Zonen 3 und 4 nach der Weinstein-Klassifikation für das Tumor-Staging in der Wirbelsäule [89] unter Erhalt des hinteren Längsbandes und Entfernung der angrenzenden Bandscheiben der Wirbelkörper C 3/4 und C4/5. Dies erleichterte die Standardisierung des Defektes, wie es von Wilke in den Empfehlungen zur Testung von Wirbelsäulenimplantaten gefordert wird [91].

Zur Implantation der Cages wurden die nun hochgradig instabilen Präparate zwischen die Klemmbecken einer Schraubenzwinde gelegt, so dass die Angulation der verbliebenen Wirbelkörper in etwa dem nativen Zustand entsprach. Die Cages wurden nun in den entstandenen Defekt eingesetzt und distrahiert, wobei die Schraubenzwinde als Widerlager diente und ein Aufklaffen der instabilen Präparate verhinderte. Bei der Distraction wurde gerade soviel Kraft aufgebracht, dass die spitzen Dornen an den Endplatten der Implantate sich vollständig in die Wirbelkörperendplatten eingruben. Somit resultierte ein planschlüssiger Kontakt zwischen Implantat- und Wirbelkörperendplatten. Um die Spannung auch außerhalb der Schraubenzwinde aufrecht zu erhalten, wurde anschließend die ventrale Stabilisierung angebracht, die zur distrahierenden Kraft des Cages eine entgegengesetzte Komponente bildete.

Bei der Implantation des nicht-distrahierbaren Harms-Cages wurde dieser, anhand der im nativen Zustand ermittelten Höhe des Wirbelkörpers inklusive angrenzender Bandscheiben, auf die erforderliche Länge zurechtgeschnitten und eingesetzt. Anschließend erfolgte über die bereits erwähnte Schraubenzwinde eine Kompression, so dass der Endplattenkontakt zwischen Implantat und Wirbelkörper schlüssig war und die Wirbelkörperendplatten nur minimal perforiert wurden.

2.7.1 Stabilisierungen

Aufgrund der hochgradig instabilen Situation der Bewegungssegmente nach Korporektomie bei Durchtrennung von Bandscheiben, vorderem und hinterem Längsband und die Tatsache, dass die Implantate nur die axiale Last aufnehmen, nicht jedoch die Wirbelsäule gegen andere Bewegungen stabilisieren, musste eine zusätzliche Stabilisierung erfolgen.

2.7.1.1 Ventrale Stabilisierung

Zur additiven ventralen Stabilisierung wurde eine CSLP-Platte (Cervical Spine Locking Plate; Synthes AG, Bettlach, Schweiz) verwendet. Hierbei handelt es sich um ein winkelstabiles Plattensystem aus Titan, welches mit vier monokortikalen 4 mm x 14 mm Schrauben von vorne an den Wirbelkörpern C3 und C5 angebracht wurde. Durch die medioanteriore Lage sollte die Platte in der Lage sein, die Bewegungen insbesondere in Extension zu limitieren und somit die Funktion des vorderen Längsbandes zu übernehmen.

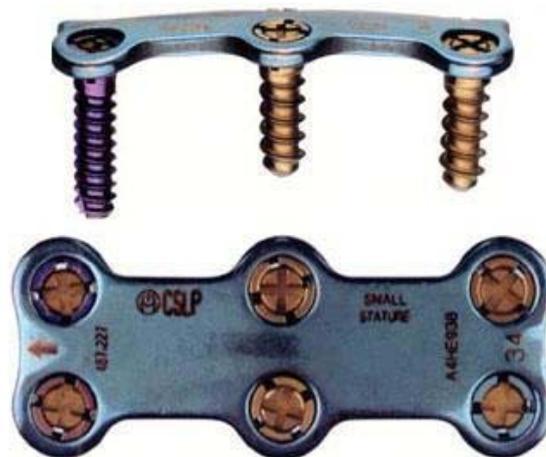


Abbildung 10: CSLP-Platte (Cervical Spine Locking Plate; Synthes AG, Bettlach, Schweiz)

2.7.1.2 Posteriore Stabilisierung

Cervifix (Synthes AG, Bettlach, Schweiz) ist ein modulares nicht-winkelstabiles Zuggurtungssystem aus Titan für die posteriore Fixation. Auf einem modellierten Stab werden Klemmbakken angebracht, die an dem Stab fixiert sind. Durch die Backen wurden 3,5 - mm-Schrauben eingebracht und an den Massae laterales der Wirbelkörper C3 und C5 verankert. Die Implantation erfolgte gemäß Herstellerangaben.

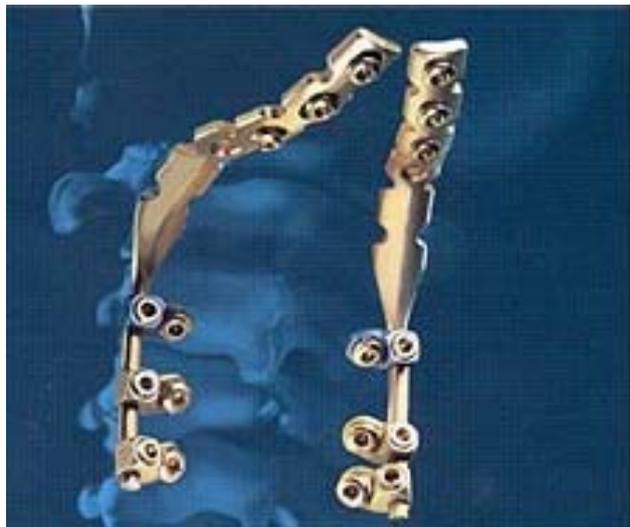


Abbildung 11: Cervifix (Synthes AG, Bettlach, Schweiz)

2.8 Biomechanische Methodik

2.8.1 Testprinzip

Der verwendete Prüfaufbau dient der Testung der Kinematik und Kinetik präparierter Wirbelsäulen in verschiedenen Konfigurationen. Bei der Testung wird der kaudale Anteil des Bewegungssegments im Testapparat fixiert, während in den kranialen Anteil über Kabelzüge bis zu einem vorher festgelegten Umkehrpunkt kontinuierlich ansteigende Rotationsmomente definierten Betrages und definierter Richtung eingeleitet werden. Hierbei wird die Position des unteren und des oberen Wirbelkörpers aufgezeichnet. Aus den Positionsdaten kann unter anderem die momentane Auslenkung des oberen Wirbelkörpers relativ zum unteren bestimmt werden und zur Berechnung der interessierenden Messparameter Range of Motion (ROM), neutraler Zone (NZ), elastischer Zone (EZ) und Steifigkeit herangezogen werden.

Die gemessenen Bewegungen wurden als Kraft-Bewegungskurven, bzw. als Auslenkung über der Zeit der einzelnen Zyklen dargestellt. Hierbei war die Range of Motion (ROM) der gesamte Bewegungsumfang der Auslenkung. Die ROM ist die Summe aus neutraler Zone (NZ) und elastischer Zone (EZ). Die neutrale Zone ist definiert als die Strecke zwischen zwei entgegengesetzten Bewegungsphasen (z.B. links-rechts, Flexion-Extension), über die keine Kraft appliziert werden muss, um eine Auslenkung herbeizuführen. Da in dieser Untersuchung die Messung in jeweils nur eine Richtung möglich war, wurde in diesem Fall nur $NZ/2$ gemessen, d.h. der Weg von der neutralen Position bis zum Beginn des letzten Belastungszyklus. Die elastische Zone war die elastische Verschiebung vom Beginn der Last- bzw. Krafteinwirkung bis zur maximalen Auslenkungsbelastung. Analog hierzu resultierte aus der Addition beider Größen wieder die ROM in eine Bewegungsrichtung. Insgesamt folgt die Kinetik eines spinalen Bewegungssegments einem sigmoiden Verlauf.

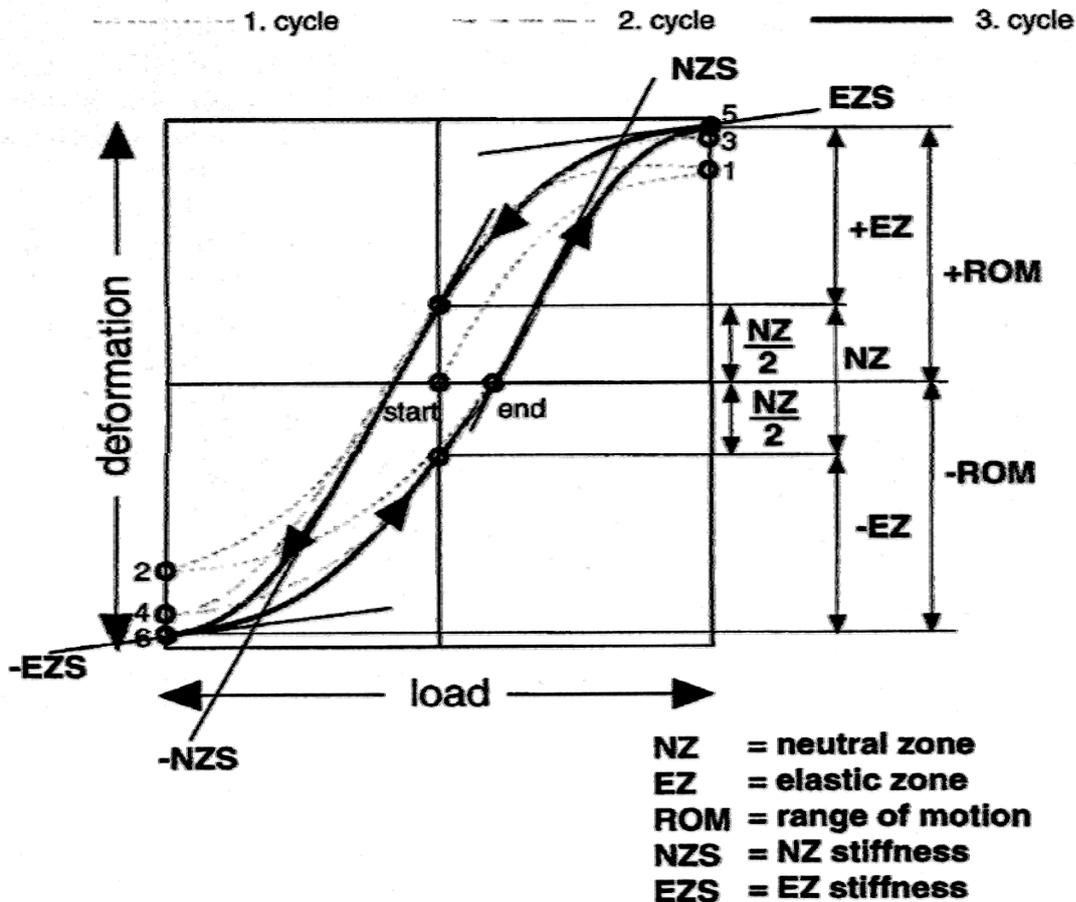


Abbildung12: Load-displacement-Diagramm mit Definition der Parameter (ROM, EZ, NZ, NZS und EZS). Diese Kurve repräsentiert meist den Deformationswinkel als Reaktion auf Flexion-/Extensionsmomente, links/rechts Rotationsmomente oder rechts/links Seitneigungsmomente modifiziert nach Wilke et al.

Der Begriff "Steifigkeit" bezeichnet die Eigenschaft eines Körpers, einwirkenden Belastungen einen Widerstand entgegenzusetzen. Sie wird berechnet als Quotient aus der Belastung und der Verformung eines Körpers. Die momentane Steifigkeit entspricht der Steigung der Kraft-Verformungs-Kurve. Da diese für das spinale Bewegungssegment einen nicht-linearen Verlauf hat, gehört zur Angabe der Steifigkeit auch der Punkt, für den man sie bestimmt hat.

2.8.2 Testaufbau

Der Testaufbau bestand aus einer Materialprüfmaschine zur Applikation der Prüfkraft, dem eigentlichen Wirbelsäulenprüfstand, in dem die Präparate montiert wurden und der dazu diente, die Prüfkraft in ein Drehmoment umzuwandeln, und einem optischen Meßsystem zur Aufzeichnung der resultierenden Bewegung der Wirbelkörper.

2.8.2.1 Materialprüfmaschine (Zwick)

Bei dieser Prüfmaschine handelt es sich um eine computergesteuerte uniaxiale, servohydraulische Materialprüfmaschine (Zwick 1456, Zwick GmbH, Ulm, Germany) für Zug-/ Druck- und Torsionsbeanspruchung.

Mit der Materialprüfmaschine wurden die Kräfte und Momente an den Halswirbeln appliziert.

Die Bewegung der Traverse lässt auf die Prüfobjekte Druck-, Zug- und Torsionskräfte einwirken. Ein elektrischer Motor treibt zwei senkrecht angeordnete Gewindespindeln an, welche die Traverse translatorisch bewegen. Durch die Fahrwege der Traverse relativ zum starren Lastrahmen werden Zug- oder Druckkräfte erzeugt. Zur Messung der Druck- und Kraftgrößen befinden sich an den Schnittstellen der Traversen Kraftmessdosen mit einem Messbereich bis 20 kN. Die maximale Fahrgeschwindigkeit beträgt 1 m/s, im Umschaltbetrieb für die Erzeugung einer sinusförmigen Bewegung sind maximal 3-5 mm/s möglich. Die Ansteuerung der Maschine kann kraft- oder weggesteuert programmiert werden. Der Arbeitsbereich bestimmt die Dimensionsgrenzen der Prüfvorrichtung. Er hat folgende Abmessungen: 900mm x 600mm x 300mm. Am Ober- und Unterholm des Lastrahmens sind mittig auf einem Teilkreisdurchmesser von 220 mm acht Bohrungen M16 angeordnet. Die Traverse trägt dieselbe Bohrgeometrie als Durchgangslöcher.

2.8.2.2 Wirbelsäulenprüfstand

Der Wirbelsäulen-Prüfstand hatte die Aufgabe, die von der Zwick erzeugten Translationsbewegungen der Traverse in reine Biegemomente umzuwandeln, die an die zu testenden Testpräparate wirkte. Mit Hilfe eines Seil-Rollen- und Flaschenzugsystems wurden die durch das Auseinanderfahren der Zwick-Ebenen entstandenen Zugkräfte in Momente transferiert und somit die gewünschte Bewegungsrichtung erzeugt. Der Wirbelsäulen-Prüfstand bestand aus einer Konstruktion mit Umlenkrollen, die mit dem Oberholm der Traverse verbunden war und in deren Mitte die Testtöpfe montiert waren. Ein zweiter kleinerer Rahmen mit Umlenkrollen bildete die zweite Schnittstelle zur Zwick und war befestigt an der Kraftmessdose des oberen Lastrahmens.

Beide Elemente des Wirbelsäulen-Prüfstands wurden miteinander durch 1 mm starke Drahtseile verbunden. Somit wurde je nach Positionierung der Seile eine Rotation nach links oder rechts ermöglicht. Eine Seitneigung nach rechts oder links, sowie eine Flexion und Extension wurden durch zusätzliche Umlenkscheiben erreicht.

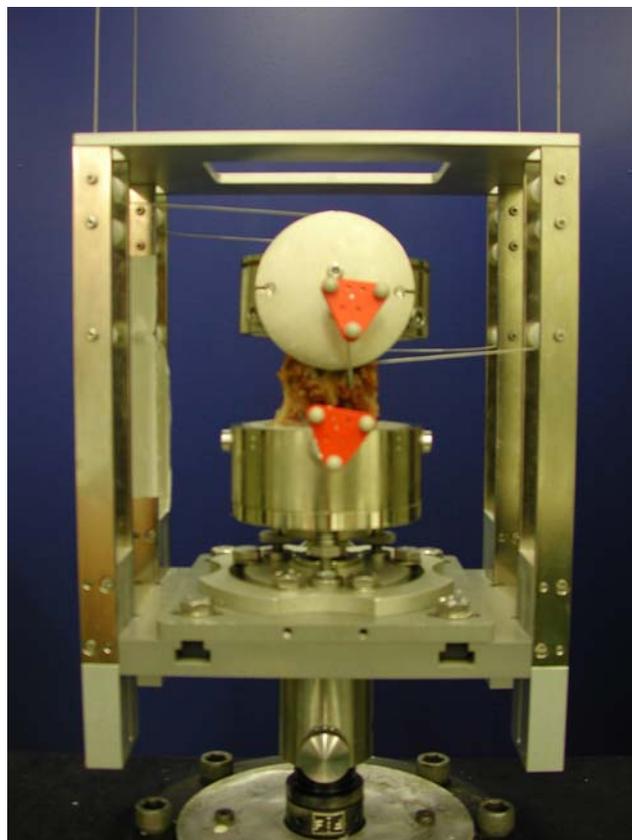


Abbildung 13: Detailansicht des Wirbelsäulenprüfstandes

2.8.2.3 Optisches Messsystem

Die Halswirbelsäulenbewegungen wurden erfasst und aufgezeichnet mittels eines optischen infraroten 3D-Messsystems MacReflex Motion Capture System (Qualisys Inc., Gothenburg, Schweden). Dieses besteht in unserem Versuch aus zwei Kameras mit Stativ, zwei dreieckigen reflektierenden, aus drei Messpunkten bestehenden Markern, einem Videoprozessor, einem Echtzeitkontrollmonitor, einem PC-System, sowie den dazugehörigen Verbindungskabeln. Die Marker wurden in die Wirbelkörper von C3 und C5 befestigt und in ihren Bewegungen durch die zwei Infrarotkameras verfolgt und aufgezeichnet. Die Winkelverschiebungen von C3 im Vergleich zu C5 wurden durch die Position der Marker mit Hilfe einer spezialangefertigten Computersoftware in 3D-Koordinaten berechnet. Somit ist das optische Messsystem in der Lage, speziellen, über die Kameras erfassten Markerpunkten Raumkoordinaten zuzuweisen und die Bewegungen der Markerpunkte im Koordinatensystem zu verfolgen. Zu diesem Zweck werden spezielle, reflektierende Marker mit Infrarotblitzen angestrahlt und die Reflexion von den Kameras aus zwei Perspektiven aufgezeichnet. Ein spezieller Videoprozessor ist nun in der Lage, aus den beiden Kameraperspektiven ein dreidimensionales Bild des aufgezeichneten Raums zu berechnen.



Abbildung 14: Aufbau und optische Kameras

2.8.2.4 Räumliche Messanordnung

Alle Testungen wurden mit derselben räumlichen Anordnung durchgeführt. Die beiden Kameras wurden jeweils in einem Abstand von 160cm und in einer Höhe von 140cm zum Wirbelsäulenprüfstand aufgestellt. Zwischen den Kameras wurde immer ein Winkel von 70° eingehalten. Der Schnittpunkt der beiden Winkelschenkel war das im Wirbelsäulenprüfstand befindliche Halswirbelsäulensegment. Die Ausgangsposition der Traverse war immer die vertikale Nullposition der Zwick.

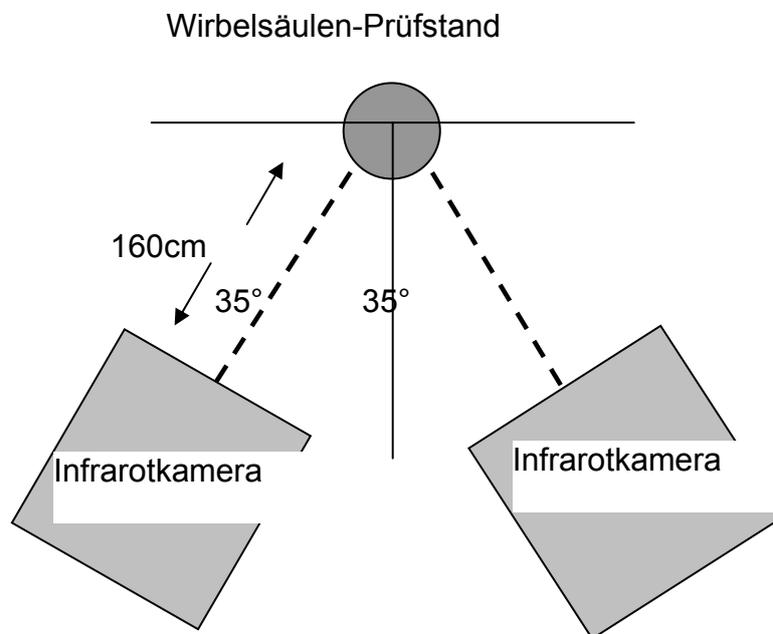


Abbildung 15: Schema der Kameraposition relativ zum Testobjekt (Ansicht von oben)

2.8.2.5 Kalibrierung, Messparameter und Genauigkeit

Beim Arbeiten mit dreidimensionalen Messungen musste das Kamerasystem zunächst kalibriert werden, da die Raumpositionen der Kameras dem System unbekannt sind. Hierbei wird die Kalibrierung unter Verwendung einer Referenzstruktur, dem sogenannten Kalibrierungsrahmen durchgeführt. Der Kalibrierungsrahmen ist eine dem Messvolumen entsprechende, stabile Konstruktion mit 6 Markern, deren exakt vermessene Positionen dem System bekannt sind. Die Genauigkeit der Messung hing direkt von der Akkuratess der vorangehenden Kalibrierung des Optischen Meßsystems ab. Es ist möglich durch die exakte Einhaltung eines immer gleich bleibenden Versuchsaufbaus bzw. der räumlichen Versuchsanordnung, sowie der standardisierten Systemkalibrierung eine Messungengenauigkeit von maximal 5% zu erreichen.

Die Frage, ob die Positionierung der Messmarker an der Halswirbelsäule eventuell einen Einfluss auf die Messgenauigkeit hat, konnte vorab in einer Kontrolluntersuchung geklärt werden. In dieser Kontrolluntersuchung führten wir Messungen mit unterschiedlichem Abstand der Marker zueinander und zum Halswirbelsäulensegment, sowie mit unterschiedlicher Biegung der markertragenden Kirschnerdrähte durch. Zusätzlich wurde der Einfluss verschiedener Auslenkungswinkel/Auslenkungsrichtungen untersucht.

Die Ergebnisse zeigten, dass all diese Variablen auf die Genauigkeit der gemessenen 3D Koordinaten keinen oder nur sehr geringen, und für den von uns gewählten Messbereich nicht relevanten Einfluss hatten. Da die oben beschriebene maximale Messungengenauigkeit von 5% bei einem Markerebenenabstand von 9 cm auftrat, bei den durchgeführten Messungen jedoch darauf geachtet wurde einen identischen Markerabstand beizubehalten, befand sich die tatsächliche Messungengenauigkeit im Bereich von max. 1,3 %.

2.8.2.6 Versuchsdurchführung

Die in die Testtöpfe eingebettete Halswirbelsäule wurde in den Wirbelsäulenprüfstand montiert und mit Fixationsschrauben befestigt. Anschließend folgte die Platzierung der Marker. Hierfür wurden zwei jeweils 10 cm lange Kirschnerdrähte von ventral, in Medianlinie in die bandscheibennahen Bereiche der

Wirbelkörper C3 und C5 gebohrt, an deren freien Enden die Marker befestigt wurden.

Das anschließend gestartete Programm verlief in drei Phasen:

1. Aufbringen der Vorlast
2. Zyklische Belastung mit dem entsprechenden Drehmoment (eigentliche Messung)
3. Rückführung der Traverse zum Ausgangspunkt und Abspeicherung der gemessenen Daten.

Die Messungen dauerten entsprechend den Bewegungsmodalitäten zwischen 60 s und 100 s. Hierbei bewegte sich die Traverse mit dem Wirbelsäulenprüfstand nach unten, so dass Zugkräfte entstanden, die durch das Rollensystem des Wirbelsäulenprüfstand-Rahmens so umgelenkt wurden, dass entweder eine Rotation, Seitneigung, Flexion oder eine Extension resultierte. Die Auslenkbewegung des in den beiden Wirbelkörpern verankerten Kirschnerdrähte wurden über die Marker von einem PC-System aufgezeichnet.

Die Vorkraft, die auf das Präparat wirkte, betrug 0,5 N.

Es wurden vier Zyklen durchgeführt, wovon die ersten drei Zyklen zur Eliminierung der viskoelastischen Eigenschaften der Präparate dienten. Der vierte Testzyklus war der eigentliche Testzyklus und wurde ausgewertet.

Für die Testung wurden reine Momente von 6 Nm mit einer konstanten Geschwindigkeit von 100 mm/min appliziert. Der obere Umkehrpunkt lag bei 132 N, der untere bei 0,5 N.

Getestete Bewegungsmodalitäten:

- Rotation nach rechts
- Rotation nach links
- Seitneigung nach rechts
- Seitneigung nach links
- Flexion
- Extension

2.8.2.7 Messparameter

Als Messparameter wählten wir den Bewegungsumfang der Halswirbelsäule in Grad, die sogenannte Range of Motion (ROM), sowie den Steifigkeitskoeffizienten in Nm/Grad, der ein Maß für die Rigidität darstellt. Diese beiden Messparameter wurden ausgewählt, da sie die größtmögliche Aussagekraft bezüglich der Beweglichkeit im operierten Bewegungssegment besitzen. Alle Parameter für die einzelnen Messungen wurden aus der jeweiligen Kraft-Bewegungskurve bzw. der dazugehörigen Hystereseurve ermittelt.

Hierbei ist die Steifigkeit definiert als die Division von Kraftereinwirkung durch die intervertebrale Bewegung und stellt sich als Steigung der Hystereseurve dar. Dieser Parameter ist ein direktes Maß für die Rigidität bzw. die Stabilität des untersuchten Bewegungssegments und wird rechnerisch als Quotient der applizierten Momente von 6 Nm geteilt durch die jeweilige Auslenkung in Grad für jede einzelne Messung bestimmt.

2.9 Testauswertung

Die vom optischen Messsystem aufgezeichneten Rohdaten mussten nach der Messung auf Erkennungsfehler hin untersucht werden. Hierbei wurde jede Messung in einer speziellen Nachbereitungssoftware (Camerawise Tracker, Qualisys Inc., Gothenburg, Schweden) gesichtet und eine eventuell aufgetretene Vertauschung der Markerpunkte 1 bis 6 korrigiert. Danach erfolgte ein Datentransport in das Excel 97-Format, so dass eine weitere Auswertung mittels handelsüblicher Software möglich wurde.

Die Testauswertung beinhaltete verschiedene Arbeitsschritte. Diese umfassen die Erfassung der Messdaten durch das optische System bis graphischen Darstellung der Auslenkungsergebnisse.

2.9.1 Arbeitsschritte

Im Anschluss an die Rohdatenaufzeichnung durch die zwei Kameras, erfolgte der Vorgang des „Trackings“. Hierbei wurden mittels der MacReflex®-Software aus den zwei separaten 2D-Bildern die 3D-Koordinaten berechnet.

Danach wurden diese während des sogenannten „Exportierens“ in eine Excel-kompatible Datei konvertiert.

Im nächsten Arbeitsschritt erfolgte die Auswertung der Daten mittels eines Excel-Programm „3D HWS-Bewegung“, welches die MacReflex-Daten so auswertete, dass die Daten als Auslenkung in Grad über den Zeitraum der vier Messzyklen dargestellt werden konnten.

Zum Schluss erfolgte die graphische Umsetzung der Auslenkung, was das Ablesen der Werte für den vierten Testzyklus ermöglichte.

Die Abbildung 16 zeigt deutlich den zeitlichen Verlauf der Auslenkung während der vier Belastungszyklen. Die daraus abgeleitete Bestimmung der ROM, der NZ und der EZ stützte sich auf drei Annahmen:

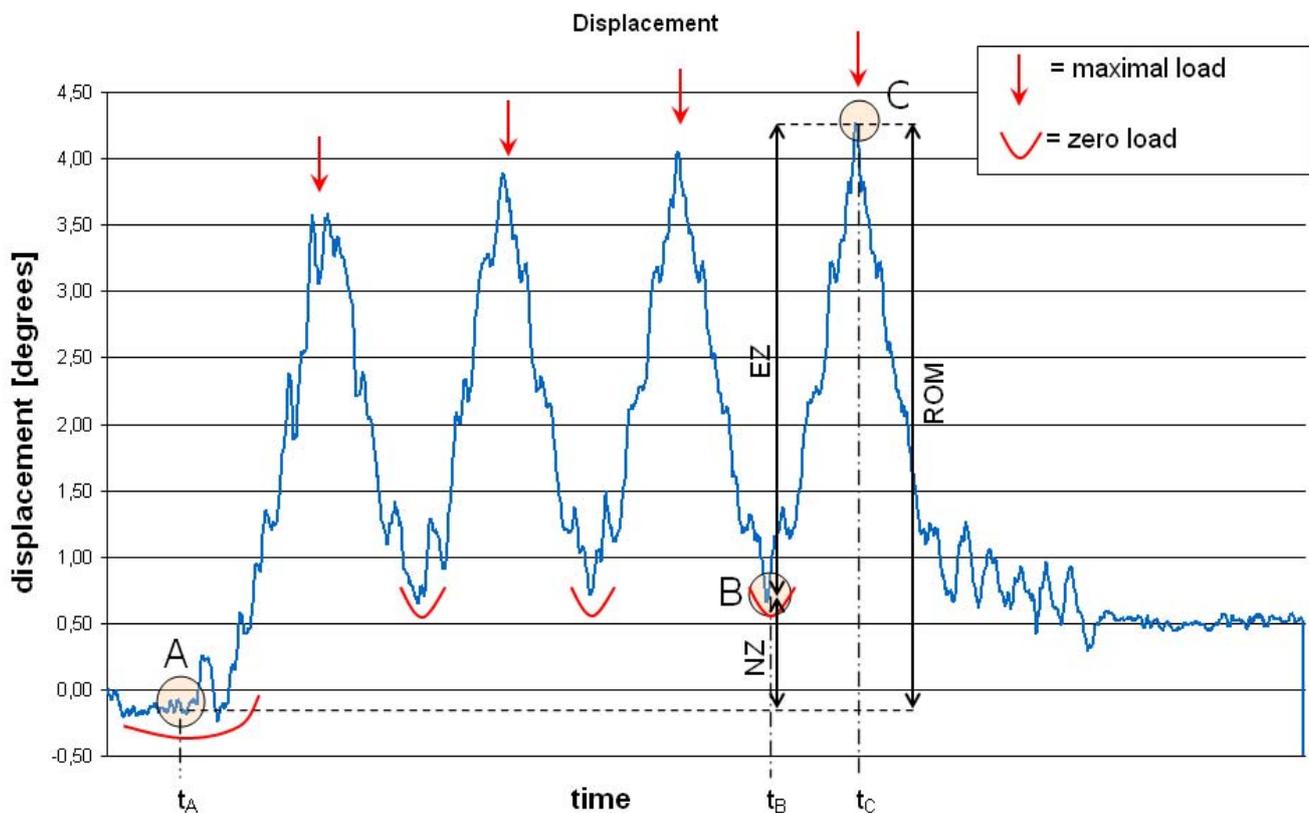


Abbildung 16: Beispielhaftes Messdiagramm. Zur Erläuterung sind Phasen der maximalen Belastung und Entlastung eingezeichnet sowie die Messzeitpunkte t_A , t_B und t_C .

1. Zum Zeitpunkt t_A wirkt auf das Bewegungssegment keine Last ein. Das Bewegungssegment befindet sich am Neutralpunkt.
2. Zum Zeitpunkt t_B (Auslenkungsminimum) wirkt keine Last auf das Bewegungssegment ein (unterer Umkehrpunkt) und die intrinsischen elastischen Rückstellkräfte sind ebenfalls nahe null. Das Bewegungssegment befindet sich am Übergang zwischen neutraler Zone, wo eine Verformung durch geringe Last erfolgt, und elastischer Zone, wo eine elastische Verformung erfolgt.
3. Die maximale Auslenkung tritt zum Zeitpunkt t_C der maximalen Lasteinwirkung (oberer Umkehrpunkt) auf. Die ROM entspricht somit der Differenz zwischen Nullpunkt und Punkt der maximalen Auslenkung.

Die NZ ist die Differenz zwischen Nullpunkt (A) und Übergang NZ/EZ (B) und die EZ ist die Differenz zwischen maximaler Auslenkung (C) und Übergang NZ/EZ (B). Die Steifigkeit wurde aus dem Quotienten aus der maximalen Last (6 Nm) und der ROM bestimmt. Zur Ermittlung der genannten Parameter wurden die Auslenkungen (A), (B) und (C) zu den Zeitpunkten t_A , t_B und t_C aus dem Excel-Diagramm ausgelesen. Die Berechnung der Messparameter erfolgte anhand der folgenden Formeln:

$$ROM = (C) - (A)$$

$$NZ = (B) - (A)$$

$$EZ = (C) - (B)$$

$$\text{Steifigkeit} = 6 \text{ Nm} / ROM$$

Diese Parameter wurden für jedes Präparat und jeden Lastfall einzeln bestimmt. Die Parameter ROM, NZ, EZ und Steifigkeit wurden anschließend der statistischen Auswertung zugänglich gemacht.

2.9.2 Statistik

Zur statistischen Auswertung wurde eine one way ANOVA mit Messwiederholungen für unabhängige Stichproben und eine post-hoc Analyse nach TUKEY-B und Bonferroni für multiple Vergleiche zwischen den verschiedenen Cage-Modellen durchgeführt. Ein p-Wert kleiner als 0,05 wurde als signifikant gewertet. Hierbei wurden statistisch signifikante Unterschiede bei einem 95% Koinzidenzintervall angenommen und die Werte als Durchschnitt +/- Standardabweichung angegeben. Das Softwarepaket SPSS 11.5 für Windows (Version 7.0, SPSS Inc. Chicago, Illinois) unterstützte die Auswertung. Die hierzu verwandte Software ist MacReflex-Software, Microsoft Windows 98, Microsoft Excel, 3D HWS-Bewegung.

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der ROM, NZ und EZ sind für alle Gruppen in den Tabellen 4-7 und aufgelistet.

In den Abbildungen 17-20 werden die Steifigkeitswerte sowie die ROM, NZ und EZ für alle unterschiedlichen Instrumentierungsverfahren graphisch dargestellt.

3.1 Vergleich der Cages

3.1.1 Flexion

In der Flexion waren keine signifikanten Unterschiede in Steifigkeit, ROM, NZ und EZ zwischen den verschiedenen Cages feststellbar, unabhängig von der gewählten Stabilisierungsmethode. Die tendenziell höchste Steifigkeit wies mit allen Stabilisierungsverfahren der expandierbare Synex-C PEEK-Cage auf, wohingegen die niedrigste Steifigkeit mit dem nicht-expandierbaren Harms-Cage erreicht werden konnte.

3.1.2 Extension

In Extension ist eine gleiche Rangfolge der verschiedenen Cages je nach Stabilisierungsverfahren zu verzeichnen, wobei die Unterschiede zwischen den Cages nicht signifikant waren. Mit alleiniger ventraler Stabilisierung (CSLP) sowie aber auch mit anterior-posterioren Stabilisierung (CSLP, Synthes+Cervifix, Synthes) wiesen die Synex-C Titanium und PEEK-Cages (expandierbar) sowie der ADD-Cage (expandierbar) nahezu gleiche Steifigkeitswerte auf, die vom Harms-Cage (nicht-expandierbar) nicht ganz erreicht wurden.

3.1.3 Seitneigung

In Seitneigung war wieder eine ähnliche Rangfolge der Cages, wie in der Extension schon beschrieben, festzustellen. Sowohl in anteriorer, als auch in anterior-posteriorer Stabilisierung war die größte Steifigkeit bei den Synex-Cages und dem ADD-Cage zu verzeichnen. Gefolgt wurden diese vom nicht-distrahierbaren Harms-Cage, erneut ohne signifikante Unterschiede.

3.1.4 Rotation

Auch in der Rotation bot sich ein ähnliches Bild der Rangfolge der Cages im Steifigkeitsverhältnis dar. Es war wiederum kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Cagetypen festzustellen. Sowohl in anteriorer, als auch in anterior-posteriorer Stabilisierung wiesen die beiden Synex-Cages die höchsten Steifigkeitswerte auf, gefolgt vom ADD- und Harms-Cage.

3.2 Vergleich der Stabilisierungsverfahren

3.2.1 Vergleich der Stabilisierungsverfahren zum intakten Bewegungssegment

Im Vergleich mit dem intakten Bewegungssegment führte die Implantation aller Cages zu einer signifikanten Reduktion ($p < 0,01$) des Bewegungsumfanges (ROM, NZ und EZ) und einer signifikanten Zunahme ($p > 0,01$) der Steifigkeit in Flexion und Seitneigung.

Im Testmodus Rotation waren bis auf die Synex-C Cages, welche eine niedrigere ROM, NZ und EZ ($p < 0,05$) bei höherer Steifigkeit ($p > 0,05$) zeigten, keine signifikanten Unterschiede zwischen dem intakten Bewegungssegment und den implantierten Cages festzustellen. Lediglich das Beckenkammspanimplantat zeigte eine nicht signifikante Reduktion der Steifigkeit und somit auch eine nicht signifikante Zunahme des Bewegungsumfanges im Vergleich zum intakten Bewegungssegment.

In Extension demonstrierten alle implantierten Cages eine signifikante Zunahme der ROM, NZ und EZ ($p < 0,05$) bei entsprechender Reduktion der Steifigkeit ($p < 0,05$) im Vergleich mit dem intakten Bewegungssegment.

Im Vergleich mit dem intakten Bewegungssegment führten alle korporektomierten und mit Cages und CSLP sowie mit CSLP und Cervifix stabilisierten Segmente zu einer signifikanten Zunahme der Steifigkeit ($p < 0,001$) bei gleichzeitiger Reduktion der ROM, NZ und EZ ($p < 0,001$).

3.2.2 Vergleich zwischen Beckenkammspan und Cages

Im Vergleich mit dem Beckenkammspanimplantat demonstrierten die Synex-C-Cages im Testmodus Rotation eine signifikante Reduktion der ROM, NZ und EZ ($p < 0,05$) und eine Erhöhung der Steifigkeit ($p < 0,05$). Weitere Unterschiede im Signifikanzniveau wurden in anderen Testmodi nicht beobachtet.

Des Weiteren waren auch mit anteriorer und anterior-posteriorer Stabilisierung keine signifikante Unterscheidung zwischen diesen Implantatvarianten zu verzeichnen.

3.2.3 Vergleich zwischen distrahierbaren und nicht-distrahierbaren Cages

In allen Testmodi war zwischen den distrahierbaren (ADD, Synex-T und Synex-PEEK) und dem nicht-distrahierbaren (Harms) Cages ungeachtet der additiven Stabilisierung kein Signifikanzniveau in ROM, NZ und EZ sowie in der Stabilität zu verzeichnen.

3.2.4 Vergleich zwischen Cages und Cages mit anteriorer Stabilisierung (CLSP)

Im Vergleich zu den Cageimplantaten konnte die Cage-Implantation mit additiver anteriorer Stabilisation (CLSP) eine Signifikanz in Reduktion der ROM, NZ und EZ ($p < 0,01$) und Steigerung der Steifigkeit ($p < 0,01$) erreichen.

Im Testmodus Extension konnte eine signifikante Zunahme der Steifigkeit mit anteriorer Stabilisierung (CLSP) um 254% beobachtet werden.

3.2.5 Vergleich zwischen Cages und Cages mit anterior-posteriorer Stabilisierung

Bei kombiniert anterior-posteriorer Stabilisierung mit Cage+CLSP+Cervifix war in den Lastfällen Flexion, Extension, Seitneigung und Rotation unabhängig vom Cagetypp eine signifikante Reduktion der ROM, NZ und EZ ($p < 0,01$) sowie eine signifikante Steigerung der Steifigkeit ($p < 0,001$) im Vergleich zu den Testmodi mit alleiniger Cage-Implantation festzustellen.

3.2.6 Vergleich zwischen anteriorer Stabilisierung (Cage+CSLP) und anterior-posteriorer Stabilisierung (Cage+CLSP+Cervifix)

Im Vergleich zu Implantaten mit ventraler Stabilisierung war bei Implantaten mit kombiniert anterior-posteriorer Stabilisierung in allen Bewegungsrichtungen ein deutlich additiver stabilisierender Effekt zu verzeichnen. Unabhängig vom Cagetypp kam es zu einem höchst signifikanten Rückgang der ROM, NZ und EZ ($p < 0,05$). Dementsprechend war auch eine höchst signifikante Steigerung der Steifigkeit ($p < 0,05$) zu vermerken. Dies wurde insbesondere in der Rotation deutlich. Hier war eine Steifigkeitszunahme bei additiver posteriorer Instrumentierung von 102% zu verzeichnen.

		Nativ	Stand-alone	+CLSP	+Cervifix
Beckenkammspan	ROM	8,29+/-1,85	6,26+/-1,18 (a)	2,63+/-0,71 (c)	1,12+/-0,36 (c,f)
	NZ	6,06+/-1,47	4,72+/-0,94 (a)	1,52+/-0,54 (c)	0,51+/-0,23 (c,f)
	EZ	2,23+/-0,89	1,54+/-0,60 (a)	1,11+/-0,41 (d)	0,61+/-0,27 (c,f)
Harms (DePuyAcroMed)	ROM	8,29+/-1,85	5,88+/-1,36 (a)	2,55+/-0,62 (c)	1,09+/-0,28 (c,f)
	NZ	6,06+/-1,47	4,45+/-0,83 (a)	1,37+/-0,45 (c)	0,48+/-0,15 (c,f)
	EZ	2,23+/-0,89	1,44+/-0,67 (a)	1,18+/-0,39 (d)	0,61+/-0,23 (c,f)
ADD (Ulrich)	ROM	8,29+/-1,85	6,34+/-1,30 (a)	2,78+/-0,68 (c)	1,01+/-0,17 (c,f)
	NZ	6,06+/-1,47	4,78+/-0,86 (a)	1,47+/-0,41 (c)	0,43+/-0,10 (c,f)
	EZ	2,23+/-0,89	1,56+/-0,71 (a)	1,31+/-0,38 (c)	0,58+/-0,14 (c,f)
Synex-C Titanium (Mathys)	ROM	8,29+/-1,85	6,11+/-1,47 (a)	2,67+/-0,65 (c)	1,20+/-0,25 (c,f)
	NZ	6,06+/-1,47	4,59+/-0,75 (a)	1,48+/-0,36 (c)	0,56+/-0,15 (c,f)
	EZ	2,23+/-0,89	1,52 +/-0,80 (a)	1,19+/-0,39 (c)	0,64+/-0,17 (c,f)
Synex-C PEEK (Mathys)	ROM	8,29+/-1,85	6,09+/-1,19 (a)	2,64+/-0,69 (c)	1,22+/-0,35 (c,f)
	NZ	6,06+/-1,47	4,60 +/-0,68 (a)	1,47+/-0,41 (c)	0,54+/-0,17 (c,f)
	EZ	2,23+/-0,89	1,49+/-0,59 (a)	1,17+/-0,37 (c)	0,68+/-0,19 (c,f)

Tabelle 4: Ergebnisse der Messungen in Flexion. Angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen der ROM, NZ und EZ in Winkelgrad (°).

		Nativ	Stand-alone	+CLSP	+Cervifix
Beckenkammspan	ROM	8,80+/-1,69	11,86+/-1,95 (b)	3,62+/-0,88 (c)	1,31+/-0,33 (c,f)
	NZ	6,32+/-1,21	8,57+/-1,43 (b)	1,87+/-0,48 (c)	0,58+/-0,15 (c,f)
	EZ	2,48+/-0,86	3,49+/-0,76 (b)	1,75+/-0,39 (c)	0,74+/-0,08 (c,f)
Harms (DePuyAcroMed)	ROM	8,80+/-1,69	11,45+/-2,07 (b)	3,87+/-0,72 (c)	1,37+/-0,42 (c,f)
	NZ	6,32+/-1,21	8,12+/-1,43 (b)	1,98+/-0,62 (c)	0,60+/-0,09 (c,f)
	EZ	2,48+/-0,86	3,34+/-0,88 (b)	1,89+/-0,27 (c)	0,76+/-0,24 (c,f)
ADD (Ulrich)	ROM	8,80+/-1,69	11,21+/-2,34 (b)	4,02+/-1,07 (c)	1,49+/-0,33 (c,f)
	NZ	6,32+/-1,21	7,79+/-1,03 (b)	1,96+/-0,99 (c)	0,81+/-0,19 (c,f)
	EZ	2,48+/-0,86	3,42+/-1,01 (b)	2,06+/-0,59 (c)	0,68+/-0,17 (c,f)
Synex-C Titanium (Mathys)	ROM	8,80+/-1,69	12,64+/-2,08 (b)	3,53+/-1,23 (c)	1,25+/-0,28 (c,f)
	NZ	6,32+/-1,21	8,84+/-1,49 (b)	1,77+/-0,52 (c)	0,58+/-0,22 (c,f)
	EZ	2,48+/-0,86	3,90 +/-0,86 (b)	1,76+/-0,45 (c)	0,67+/-0,16 (c,f)
Synex-C PEEK (Mathys)	ROM	8,80+/-1,69	12,71+/-1,97 (b)	3,58+/-1,44 (c)	1,23+/-0,24 (c,f)
	NZ	6,32+/-1,21	8,84 +/-1,39 (b)	1,79+/-0,71 (c)	0,57+/-0,21 (c,f)
	EZ	2,48+/-0,86	3,88+/-0,78 (b)	1,79+/-0,39 (c)	0,66+/-0,16 (c,f)

Tabelle 5: Ergebnisse der Messungen in Extension. Angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen der ROM, NZ und EZ in Winkelgrad (°).

		Nativ	Stand-alone	+CLSP	+Cervifix
Beckenkammspan	ROM	11,30+/-2,13	8,37+/-2,36 (a)	2,43+/-0,86 (c)	0,93+/-0,36 (c,f)
	NZ	8,14+/-1,87	6,44+/-1,47 (a)	1,48+/-0,44 (c)	0,41+/-0,15 (c,f)
	EZ	3,16+/-0,94	1,93+/-0,61 (a)	0,95+/-0,21 (c)	0,52+/-0,19 (c,f)
Harms (DePuyAcroMed)	ROM	11,30+/-2,13	8,33+/-1,97 (a)	2,33+/-0,79 (c)	0,85+/-0,35 (c,f)
	NZ	8,14+/-1,87	6,11+/-1,20 (a)	1,24+/-0,34 (c)	0,35+/-0,09 (c,f)
	EZ	3,16+/-0,94	2,22+/-0,59 (a)	1,09+/-0,31 (c)	0,50+/-0,11 (c,f)
ADD (Ulrich)	ROM	11,30+/-2,13	8,33+/-1,97 (a)	2,63+/-0,81 (c)	0,86+/-0,27 (c,f)
	NZ	8,14+/-1,87	6,11+/-1,20 (a)	1,45+/-0,45 (c)	0,39+/-0,13 (c,f)
	EZ	3,16+/-0,94	2,22+/-0,59 (a)	1,18+/-0,37 (c)	0,47+/-0,16 (c,f)
Synex-C Titanium (Mathys)	ROM	11,30+/-2,13	8,01+/-1,55 (a)	2,61+/-0,80 (c)	0,92+/-0,33 (c,f)
	NZ	8,14+/-1,87	5,89+/-0,79 (a)	1,33+/-0,53 (c)	0,43+/-0,21 (c,f)
	EZ	3,16+/-0,94	2,12+/-0,68 (a)	1,27+/-0,39 (c)	0,49+/-0,15 (c,f)
Synex-C PEEK (Mathys)	ROM	11,30+/-2,13	8,05+/-1,39 (a)	2,59+/-0,87 (c)	0,91+/-0,31 (c,f)
	NZ	8,14+/-1,87	5,95+/-0,70 (a)	1,36+/-0,33 (c)	0,44+/-0,15 (c,f)
	EZ	3,16+/-0,94	2,10+/-0,68 (a)	1,23+/-0,31 (c)	0,47+/-0,16 (c,f)

Tabelle 6: Ergebnisse der Messungen in Seitneigung. Angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen der ROM, NZ und EZ in Winkelgrad (°).

		Nativ	Allein	+CLSP	+Cervifix
Beckenkammspan	ROM	14,11+/-3,45	13,08+/-2,98	2,48+/-1,15 (c)	0,36+/-0,11 (c,g)
	NZ	9,44+/-2,16	8,55+/-2,56	1,26+/-0,43 (c)	0,11+/-0,06 (c,g)
	EZ	4,67+/-1,62	4,52+/-1,34	1,22+/-0,34 (c)	0,26+/-0,09 (c,g)
Harms (DePuyAcroMed)	ROM	14,11+/-3,45	13,84+/-3,58	2,31+/-1,10 (c)	0,29+/-0,11 (c,g)
	NZ	9,44+/-2,16	9,32+/-2,62	1,16+/-0,42 (c)	0,09+/-0,09 (c,g)
	EZ	4,67+/-1,62	4,52+/-1,69	1,15+/-0,29 (c)	0,20+/-0,09 (c,g)
ADD (Ulrich)	ROM	14,11+/-3,45	13,45+/-3,20	2,77+/-1,12 (c)	0,29+/-0,13 (c,g)
	NZ	9,44+/-2,16	8,87+/-1,79	1,33+/-0,24 (c)	0,09+/-0,07 (c,g)
	EZ	4,67+/-1,62	4,58+/-1,79	1,44+/-0,46 (c)	0,20+/-0,03 (c,g)
Synex-C Titanium (Mathys)	ROM	14,11+/-3,45	10,46+/-1,81(a,e)	2,73+/-0,98 (c)	0,42+/-0,17 (c,g)
	NZ	9,44+/-2,16	7,54+/-1,09 (a,e)	1,48+/-0,29 (c)	0,11+/-0,04 (c,g)
	EZ	4,67+/-1,62	2,86 +/-0,91 (a,e)	1,35+/-0,33 (c)	0,31+/-0,12 (c,g)
Synex-C PEEK (Mathys)	ROM	14,11+/-3,45	10,4+/-1,86 (a,e)	2,70+/-0,28 (c)	0,41+/-0,15 (c,g)
	NZ	9,44+/-2,16	7,50 +/-1,26 (a,e)	0,33+/-0,12 (c)	0,09+/-0,06 (c,g)
	EZ	4,67+/-1,62	2,90+/-0,78 (a,e)	0,40+/-0,16 (c)	0,32+/-0,10 (c,g)

Tabelle 7: Ergebnisse der Messungen in Rotation. Angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen der ROM, NZ und EZ in Winkelgrad (°).

Legende für die Tabellen 4-7 und Abbildungen 17-20

a: Vergleich zu nativ ROM↓, Steifigkeit↑ $p < 0,05$

b: Vergleich zu nativ ROM↑, Steifigkeit↓ $p = 0,05$

c: Vergleich zu nativ ROM↓, Steifigkeit↑ $p = 0,001$

d: Vergleich zu nativ EZ↓ $p = 0,05$

e: Vergleich Beckenkammspan nativ ROM↓, Steifigkeit↑

f: Vergleich zu Cage+CSLP ROM↓, Steifigkeit↑ $p = 0,05$

g: Vergleich zu Cage+CSLP ROM↓, Steifigkeit↑ $p = 0,001$

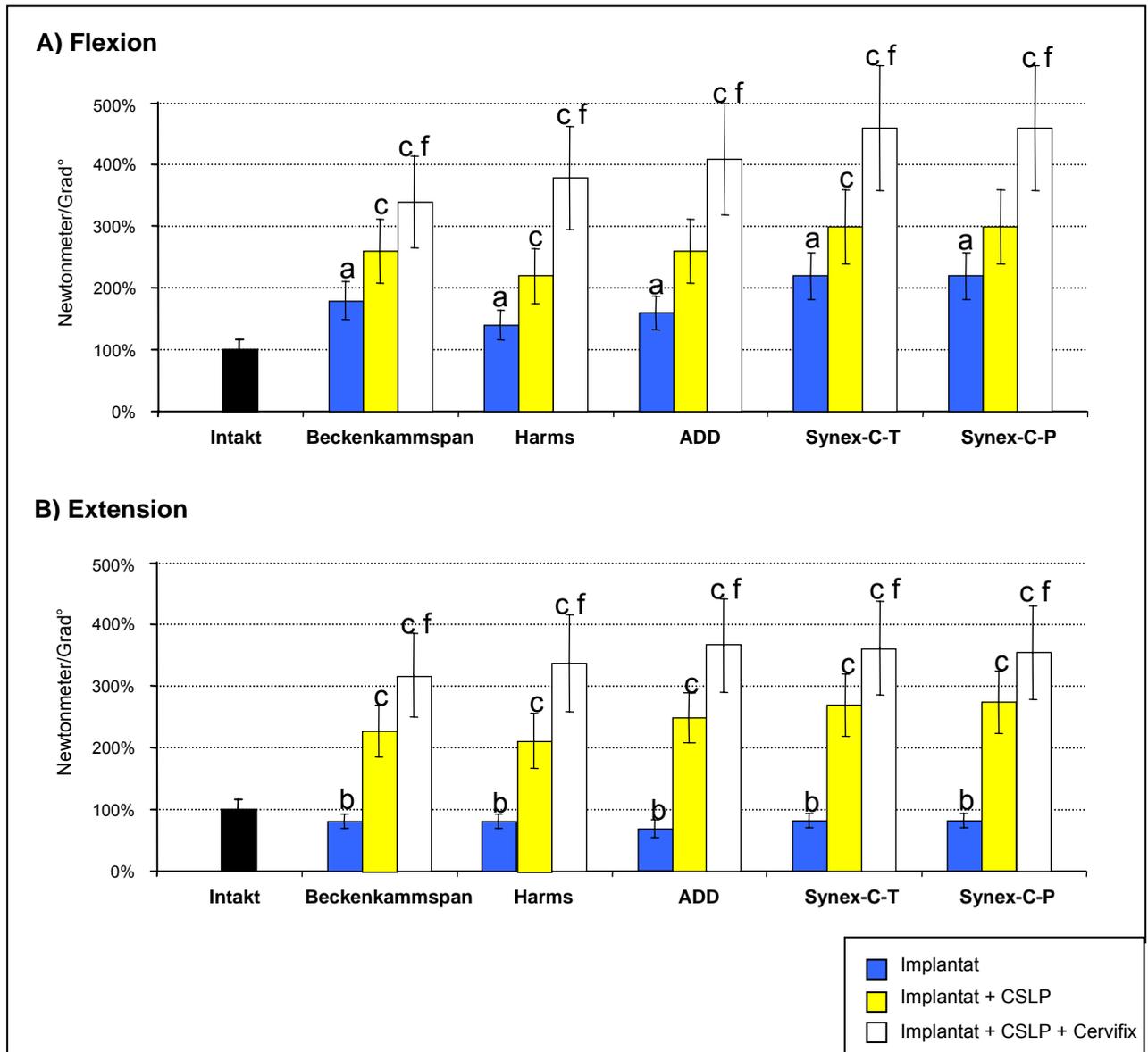


Abbildung 17-18 . Ergebnisse der Steifigkeitsmessung in Flexion und Extension. Mittelwerte und Standardabweichung angegeben in Newtonmeter/Grad°

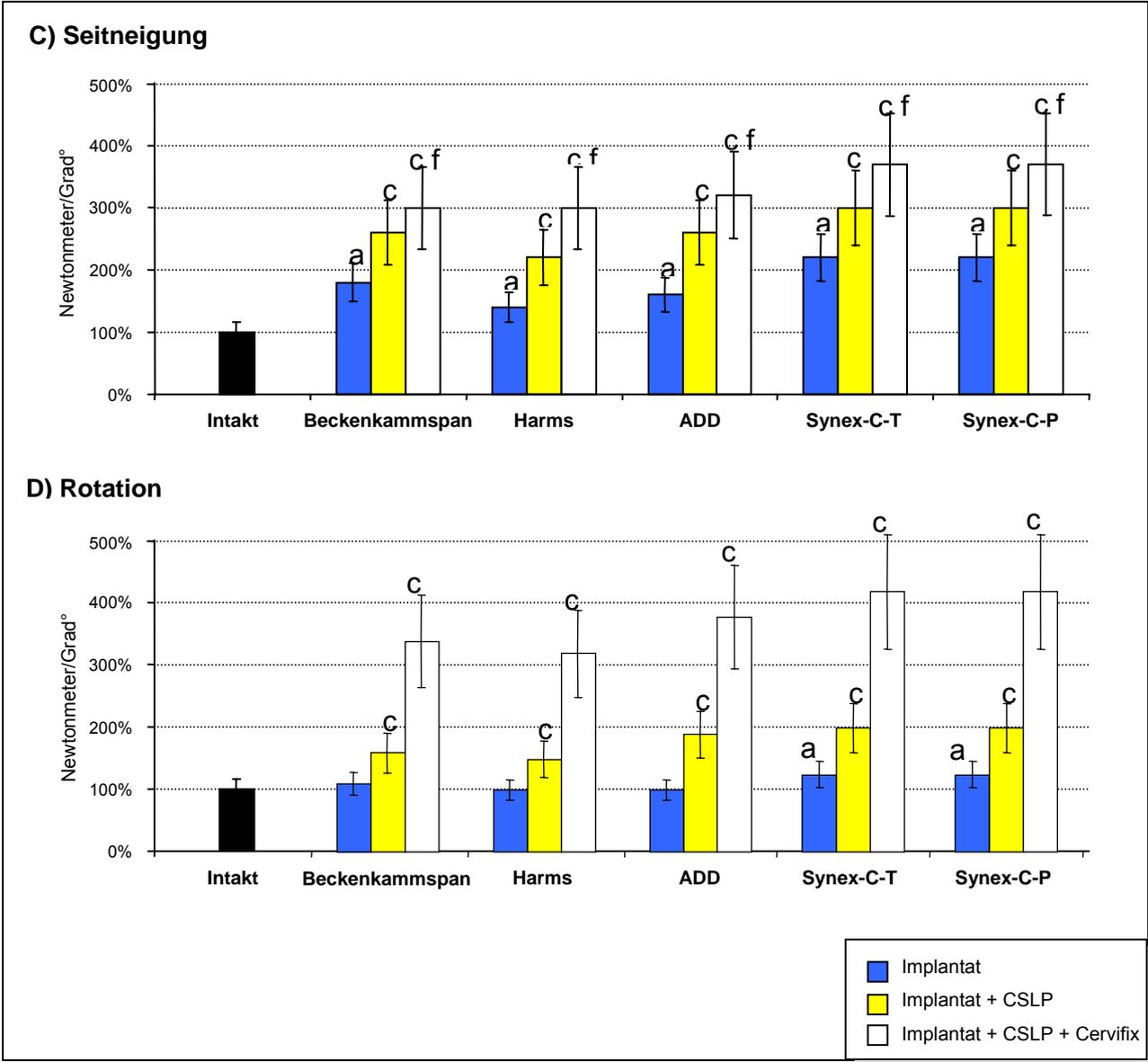


Abbildung 19-20: Ergebnisse der Steifigkeitsmessung in Seitneigung und Rotation. Mittelwerte und Standardabweichung angegeben in Newtonmeter/Grad°

4 Diskussion

Allogene sowie autologe Knochentransplantate von unterschiedlichen Lokalisationen (Costae, Fibulae, Tibiae, Femur et Cristae iliacae) [35, 40, 70, 72, 75, 80] kommen als Wirbelkörperersatz regelhaft zum Einsatz. Die Einsatzmöglichkeiten der Knochentransplantate sind limitiert, da eine endgültige Stabilität nach frühestens 6-12 Monaten erreicht wird und nicht selten Komplikationen in Form von erhöhter Entnahmemorbidität [3, 5, 30, 48, 77, 96] sowie moderater biomechanischer Stabilität der Transplantate entstehen, die dann in eine Pseudoarthrose münden. Cages wurden als Wirbelkörperersatz entwickelt, um zum Einsatz zu kommen, wenn Knochentransplantate nicht indiziert sind, bzw. nicht in dem Umfang verfügbar sind, beispielsweise bei einem tumorösen Befall.

Die ersten expandierbaren zervikalen Korporektomie-Cages wurden vor 12 Jahren für die humane Anwendung in Europa zugelassen.

In der vorliegenden Studie wurden vier Wirbelkörperersatzimplantate, davon ein nicht-expandierbarer und drei unterschiedliche expandierbare Cages mit einem autologen trikortikalen Beckenkammspanimplantat in einem Kadavermodell an der humanen Halswirbelsäule erstmalig hinsichtlich ihrer stabilisierenden Eigenschaften als "stand-alone-Implantate" getestet und verglichen. Dabei kamen zusätzlich anteriore und anterior-posteriore Stabilisierungsverfahren (CSLP=cervical spine locking plate; CSLP+Cervifix) zum Einsatz, die in ihrer Wirkung ebenfalls biomechanisch miteinander verglichen wurden.

Obwohl bereits viele Studien durchgeführt worden sind, um die biomechanische Stabilität von zervikalen Diskektomie-Cages zu untersuchen [11, 12, 29, 41, 78], liegen derzeit jedoch wenige Untersuchungen vor, die sich auf die biomechanische Implantattestung an zervikalen Korporektomiemodellen beziehen [2, 19, 24, 36, 45, 79]. Außerdem wurden in den meisten dieser Studien mehrsegmentale Korporektomiemodelle benutzt [2, 24, 45].

Zum Zeitpunkt dieser Studie lagen nur drei bekannte Arbeiten vor, die an bisegmentalen zervikalen Korporektomiemodellen Implantattestungen durchführten [31, 36, 79], wobei sich diese Untersuchungen jedoch vorrangig auf das Stabilisierungspotential von Platten konzentrierten und nicht auf die intervertebralen Stabilisierungsverfahren.

Isomi et al. [36] testeten die biomechanischen Eigenschaften an einem mono- und anschließend mehrsegmentalen Korporektomiemodell (C5- und anschließend C4-C6-Korporektomie). Zur biomechanischen Testung wurde ein anteriores Stabilisierungsverfahren mit CSLP verwendet. Im Vergleich zur vorliegenden Studie applizierten Isomi et al. Momente mit stufenweiser Steigerung von 0,25 Nm bis 1 Nm und verwendeten hierbei Plastikblöcke anstelle von Beckenkammspan als intervertebrale Platzhalter.

Die gemessenen Unterschiede, die vor und nach operativer Implantation sowie vor und nach Ermüdungsbelastung (fatigue load) gemessen wurden, wurden dokumentiert und verifiziert unter Auswertung der Mittelwerte mittels der einfaktoriellen Varianzanalyse. Die letztendliche Signifikanzprüfung erfolgte über einen F-Test zum Signifikanzniveau von 5 %.

Im Vergleich zum monosegmentalen Korporektomiemodell mit ventraler Stabilisierung nahm die Steifigkeit beim dreisegmentalen Korporektomiemodell ab und die ROM, EZ und NZ zu.

Grubb et al. (31) verglichen die stabilisierenden Effekte zwei verschiedener ventraler Stabilisierungsverfahren an einem C5-Korporektomiemodell in einem humanen- und einem Schweine Kadavermodell. Die statistische Auswertung erfolgte ebenfalls unter Verwendung der Varianzanalyse mit anschließender Signifikanzprüfung. In dieser Studie wurde die CSLP (cervical spine locking plate) mit dem Caspar-System verglichen. Bei geringer applizierter Momente (2 Nm) war die CSLP dem Caspar-System in allen Testmodi sowohl im humanen, als auch im bovinen Kadavermodell mit einer größeren Steifigkeit überlegen. Die publizierten Unterschiede waren statistisch signifikant zum Signifikanzniveau 0,05.

Ein Vergleich von sequentiell ventralen und dorsalen Stabilisierungsverfahren und der Kombination aus beiden im Korporektomiemodell nach Implantation eines Plastikblockes als Wirbelkörperersatz ist bei Spivak et al. zu finden [79].

Diese arbeiteten ebenfalls an einem humanen C5-Korporektomiemodell mit additiver Entfernung des Lig. longitudinale posterius sowie in einer zweiten Testreihe nach Entfernung beider Facettengelenken von C5-C6.

Im Vergleich zum intakten Bewegungssegment konnte hierbei mit anteriorer

Stabilisation eine Zunahme der Steifigkeit sowie eine Reduktion der ROM, NZ und EZ in den Testmodi Flexion, Extension und Seitneigung registriert werden. Ähnliche Ergebnisse konnten mit dem posterioren Stabilisationsverfahren in den Testmodi Flexion und Seitneigung erreicht werden. Es konnte lediglich in Rotation und axialer Last ähnliche Steifigkeitswerte wie im intakten Bewegungssegment festgestellt werden.

Eine kombinierte anterior-posteriore Stabilisierung führte in allen Bewegungsrichtungen zu einem deutlichen additiven stabilisierenden Effekt. Unabhängig von den beiden Testreihen (C5-Korporektomie+ Entfernung des hinteren Längsbandes sowie Entfernung der beiden Facettengelenke) kam es in allen Testmodi zu einem höchst signifikanten Rückgang der ROM, NZ und EZ. Dementsprechend war auch eine höchst signifikante Steigerung der Steifigkeit zu vermerken.

Unterschied zur vorliegenden Studie ist zweifelsohne der fehlende Einsatz von Cage-Implantation und trikortikalem Beckenkammspan. Obwohl sich die Studie von unserer im Studiendesign erheblich unterscheidet, wird jedoch in beiden Arbeiten die signifikante Zunahme der Steifigkeit nach anteriorer, posteriorer oder kombinierter Stabilisierung demonstriert.

Bei dieser Untersuchung brachten wir ein Testaufbau zum Einsatz, der sich in der Konstruktion eng an den von Crawford vorgeschlagenen Aufbau anlehnt [14]. Es handelte sich hierbei um einen Aufbau, mit dem reine Momente appliziert werden konnten, die gleichzeitig eine freie Bewegung der Wirbelsäule zuließen.

Die Prüfung der stabilisierenden Wirkung von Wirbelkörperersatzimplantaten am isolierten Bewegungssegment ist eine weit verbreitete und anerkannte Methode [1, 69, 91].

Da primär der Einfluss der unterschiedlichen Cagegeometrien direkt nach Implantation untersucht werden sollte und nicht das biologische Einheilungsverhalten, bot sich hier eine Untersuchung an humanen Kadaverpräparaten an [1].

Ein direkter Vergleich der von verschiedenen Arbeitsgruppen gewonnenen Daten ist aufgrund der unterschiedlichen Testapparaturen und unterschiedlicher Messparameter wie Vorlast, maximale Last, gemessene Segmente und Prüfgeschwindigkeit nur bedingt möglich.

In dieser Arbeit wurde ein Testaufbau verwendet der es ermöglicht, die Wirbelsäule

dreidimensional in 6 Bewegungsrichtungen (Rotation rechts/links, Seitneigung rechts/links, Flexion und Extension) zu untersuchen. Im Vergleich zu eindimensionalen Testaufbauten hat dieser zwar den Nachteil teurer in der Produktion zu sein und den Testablauf zeitlich geringfügig zu verlängern, der entscheidende Vorteil ist jedoch die umfassendere und der physiologischen Bewegung eher entsprechenden Möglichkeit der mehrachsigen Testung. Es war mit dem hier verwendeten Testaufbau nicht möglich, die verschiedenen Bewegungsqualitäten (Rotation, laterale Neigung, sagittale Neigung) durchgehend zu testen, so dass diese jeweils in sechs Einzelmessungen (Rotation rechts/links, Seitneigung rechts/links, Flexion, Extension) unterteilt wurden.

Daher muss daraufhin gewiesen werden, dass trotz strikter Einhaltung eines standardisierten Testablaufs, nicht ausgeschlossen werden kann, dass beim Start einer Messung sich das Bewegungssegment nicht exakt in seiner Neutralposition befand, wodurch die Genauigkeit der Neutralzonenwerte eingeschränkt ist. Dieses spielt jedoch nur beim direkten Vergleich mit den absoluten Auslenkungsergebnissen anderer Studien eine Rolle, wobei wie schon beschrieben, dieser Vergleich ohnehin nur eingeschränkt möglich ist.

Der hier durchgeführte Vergleich der unterschiedlichen Gruppen untereinander ist hiervon jedoch nicht beeinflusst, da alle Gruppen mit der gleichen Methodik untersucht wurden.

Letztendlich wird der wichtige Einfluss der biomechanischen Testmethode auf die Testergebnisse klar, und die Schwierigkeit aufgezeigt, Studien mit ähnlicher Fragestellung und Studiendesign, jedoch unterschiedlichem Testsetup in Bezug auf ihre biomechanische Aussage zu vergleichen. Um dem vorzubeugen, ist es daher sinnvoll, standardisierte Testkriterien bzw. Empfehlungen wie sie bereits andere Autoren gaben [78], einzuhalten und damit einen verlässlichen Ergebnisvergleich zu ermöglichen.

Zu kritisieren ist bei diesem Testaufbau der Testmodus, welcher nur eine Messung in eine Richtung vorsieht. Hierdurch ist der Startpunkt jeder Messung mit einer gewissen Unsicherheit behaftet, wodurch Aussagen zur genauen Größe der neutralen Zone ungenauer sind als die Werte der elastischen Zone.

Des Weiteren ist die Höhe der applizierten Distraction ein kritischer Punkt in dieser Studie, welche schließlich die biomechanische Stabilität beeinflusst und auf klinische/physiologische Gegebenheiten basierte.

Eine exakte Bestimmung der zu applizierenden Distraction wäre mit Sensoren, welche zwischen den Implantaten und den Endplatten der Wirbelkörper einzusetzen wären, möglich. Dieses Vorgehen würde jedoch die Kontaktfläche zwischen dem Implantat und dem Wirbelkörper beeinflussen und darüber hinaus auch zwangsläufig die biomechanische Eigenschaften der Implantate.

Ein weiterer Kritikpunkt ist nach Präparation des zu testenden Segmentes [66] die Tatsache, dass keine Simulation der Muskelkräfte der an der Wirbelsäule angreifenden Muskeln existent ist. Wilke konnte zeigen, dass die Simulation dieser Muskelkräfte die Kraft-Verformungskurve des nativen Wirbelsäulensegments durchaus beeinflusst [92]. Für eine Untersuchung, die die stabilisierenden Eigenschaften verschiedener Implantatkonstrukte im Vergleich beurteilen soll, sind reine Momente aber durchaus hilfreich und zu empfehlen, zumal die Simulation der Muskelkräfte mit einem großen Aufwand verbunden ist [1, 91].

Im Vergleich zu den Ergebnissen der ROM-Messungen der nativen Segmente mit Ergebnissen aus der Literatur ist in allen Bewegungsrichtungen eine signifikant niedrigere ROM in der vorliegenden Studie zu verzeichnen [7, 26, 43, 79]. Dies könnte an der unterschiedlich hohen applizierten axialen Vorlast liegen, welche in unserer Studie bei 50 N lag (die applizierte axiale Vorlast ist im Vergleich zu den in vivo Verhältnissen [9] stets signifikant geringer), oder an einem Reibungsverlust bei der Übertragung der Prüfkraft durch die Seilzüge. Letzteres ist möglich, da das wirkende Drehmoment nur berechnet ist und eine Kraftmessung direkt am Ansatzpunkt der Seile im verwendeten Testaufbau nicht vorgesehen ist.

In den hier erwähnten Studien ist die Untersuchung in einer quasistatischen Weise erfolgt, indem die Präparate schrittweise belastet wurden, so dass viskoelastische Effekte weniger ausgeprägt sein könnten, als in unserer Studie, in der eine kontinuierliche Belastung ohne Relaxationspausen durchgeführt wurde.

Die Testreihe in unserer Studie lief unter standardisierten Testbedingungen ab. Nach Evaluation der intakten Präparate (native Testung) folgte die Testung mit einem "stand-alone Implantat", anschließend mit additiver ventraler Stabilisierung sowie nachfolgender anterior-posteriorer Stabilisierung. Da jedes Exemplar für vier Experimente verwendet wurde, bestand die Gefahr, infolge einer Übermüdung der Exemplare falsche Testergebnisse zu erzielen ("fatigue failure"), stets zu bedenken. Jedoch trat mit fortschreitendem Testablauf in den zu testenden Systemen infolge der Stabilisierungsverfahren eine parallel ansteigende Stabilität.

Zur Stabilisierung nach der Korporektomie des C4-Wirbelkörpers musste der entstandene Defekt durch einen Platzhalter (Beckenkammspan, expandierbare und nicht-expandierbare Cages) überbrückt werden und zusätzliche stabilisierende Instrumente (CSLP+Cervifix) appliziert werden.

Es konnte nachgewiesen werden, dass verschiedene expandierbare Cage-Implantate in der Lage sind, dieselbe stabilisierende Wirkung zu entfalten, wie das nicht-expandierbare meshed titanium Harms-Cage. Hierbei waren unabhängig von den verschiedenen additiven Stabilisierungsmöglichkeiten und der Richtung der Belastung keine signifikanten Unterschiede in Steifigkeit, ROM, NZ und EZ zu registrieren.

Des Weiteren wurden auch keine biomechanischen Unterschiede im Vergleich zwischen dem autologen trikortikalen Beckenkammspanimplantat und den Cage-Implantaten festgestellt. Die einzige Ausnahme boten die beiden Synex-C-Cages (PEEK und Titan) mit einer signifikanten Zunahme der Steifigkeit im Testmodus Rotation im Vergleich zum trikortikalen Beckenkammspantransplantat.

Offensichtlich scheint eine anatomisch geformte und damit gewölbte Konfiguration der proximalen Abschlussplatte des Implantats tendenziell eine bessere Rotationsstabilität zu gewährleisten als gerade Abschlussplatten.

Darüber hinaus konnte festgestellt werden, dass alle stand-alone Implantate nicht in der Lage waren, die Stabilität des intakten Bewegungssegments im Testmodus Extension wiederherzustellen.

Zur zusätzlichen Stabilisierung ist die Applikation einer ventralen Instrumentierung sowohl bei expandierbaren als auch bei nicht-expandierbaren Cages nicht als adäquater Wirbelkörperersatz in der Halswirbelsäule anzusehen.

Im Vergleich zum Cageimplantat konnte die Cage-Implantation mit additiver anteriorer Stabilisation (CLSP) eine Signifikanz in Reduktion der ROM, NZ und EZ und Steigerung der Steifigkeit erreichen.

Die Konfiguration Implantat plus ventrale Platte war insbesondere in der Extension mit einer signifikanten Steifigkeitszunahme um 254% in der Lage, die Steifigkeit im nativen Bewegungssegment zu übertreffen. Dieses Phänomen ist, wie auch schon von Panjabi et al. [68] beschrieben, auf die Positionierung der anterioren Platte zurückzuführen, welche hierbei die Funktion des Lig. ant. posterius nachahmt.

Bei kombiniert anterior-posteriorer Stabilisierung mit Cage+CLSP+Cervifix war in allen Lastfällen unabhängig vom Cagetypp eine höchst signifikante Reduktion der

ROM, NZ und EZ sowie eine höchst signifikante Steigerung der Steifigkeit im Vergleich zu den Testmodi mit stand-alone Implantationen festzustellen.

Daher ist eine Cage-Implantation mit additiver ventraler Stabilisierung, oder mit kombiniert anterior-posteriorer Stabilisierung sicherlich der stand-alone Implantation aufgrund der besseren biomechanischen Eigenschaften überlegen.

Im Vergleich zu Implantaten mit ventraler Stabilisierung war bei Implantaten mit kombiniert anterior-posteriorer Stabilisierung in allen Bewegungsrichtungen ein deutlicher additiver stabilisierender Effekt zu verzeichnen. Unabhängig vom Cagetypp kam es zu einem höchst signifikanten Rückgang der ROM, NZ und EZ. Dementsprechend war mit dieser Konstellation eine signifikante Steigerung der Steifigkeit zu vermerken. Dies wurde insbesondere in der Rotation deutlich. Hier war eine Steifigkeitszunahme bei additiver posteriorer Instrumentierung um 102% zu verzeichnen.

Eine ventrale Stabilisierung ist demnach zur Wiederherstellung der Stabilität und zur Schaffung ausreichender Bedingungen einer Fusion sicherlich eine gute Option. Die ventrale Stabilisierung konnte unabhängig vom Implantat, die Stabilität des nativen Segments in allen Testmodi, insbesondere jedoch in der Extension signifikant übertreffen.

Die Applikation einer dorsalen Platte zusätzlich zur ventralen Stabilisierung mit CSLP hat durchaus biomechanische Vorteile. Dies zeigte sich insbesondere in Rotation, aber auch in den anderen Bewegungsrichtungen konnte hierdurch die Stabilität deutlich erhöht werden.

Schwachstelle der Konfiguration mit ventraler Stabilisierung bleibt jedoch die axiale Rotationsbewegung. Hierbei konnte kein ausreichender Schutz gegen axiale Momente aufgebaut werden. Die zusätzliche dorsale Stabilisierung bot den größten Widerstand. Zu ähnlichen Schlüssen kamen auch Spivak et al. [79], welche ebenfalls eine kombinierte anterior-posteriore Stabilisierung unabhängig vom Implantattyp bei massiver rotatorischer Instabilität der Halswirbelsäule unbedingt empfehlen.

Des Weiteren zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchungen, dass die Unterschiede im Design der verschiedenen expandierbaren zervikalen Korporektomie-Cages nur einen geringfügigen Einfluss auf das biomechanische Verhalten haben.

Offensichtlich scheinen jedoch kleinere Variationen in der Cage-Geometrie, wie die Endplattenform, die Größe von Dornen oder der Endplattenwinkel von geringerer

biomechanischer Bedeutung zu sein.

Eine anatomisch geformte und damit gewölbte Konfiguration der proximalen Abschlussplatte des Implantats zeigt hierbei eine tendenziell bessere Rotationsstabilität als gerade Abschlussplatten. Diese Voraussetzungen werden in unserer Studie am ehesten von den beiden Synex-C Cages erfüllt, welche eine oval-konische Endplatte aufweisen. Die Ursache hierfür liegt in der grösseren Kontaktfläche zwischen Implantat und Wirbelkörperendplatten bei gewölbten Abschlussplatten im Gegensatz zu punktförmigen Auflageflächen bei geraden Abschlussplatten. Dieses Phänomen wird auch in den vorliegenden Testergebnissen insbesondere aber in Flexion und Rotation deutlich.

Darüber hinaus konnte kein signifikanter biomechanischer Unterschied zwischen den getesteten expandierbaren Korporektomie-Cages und dem nicht-expandierbaren Cage festgestellt werden.

Alle Cages zeigten, bis auf den Meshed Titanium Cage nach Harms und dem ADD-Cage in den Testmodi Extension und Flexion, eine höhere biomechanische Stabilität als das trikortikale Beckenkammspantransplantat.

5 Klinische Relevanz

Ziel der operativen Versorgung destrukturierter Wirbelkörper, wie sie bei schweren Traumen, Wirbelsäulentumoren oder Spondylitiden vorkommen, ist eine dauerhafte Wiederherstellung der Stabilität und eine ausreichende Korrektur eventuell vorliegender Fehlstellungen. Da eine funktionell vollständige Rekonstruktion der gelenkigen Wirbelverbindungen noch nicht möglich ist, wird eine Stabilität durch eine knöcherne Durchbauung der betroffenen Segmente (Fusion) zu erreichen sein.

Die optimalen Bedingungen für eine knöcherne Fusion sind nach wie vor unklar. Zu den wichtigsten biomechanischen Eigenschaften der in vorliegender Studie getesteten Implantate gehören eine dauerhaft stabilisierende Wirkung und eine geringere Sinterungsneigung, worunter man das Eindringen der Cages in die angrenzenden Wirbelkörper versteht.

Die entscheidende Frage: "Wie viel Primärstabilität ist für eine erfolgreiche Fusion wirklich erforderlich?", konnte folglich bisher noch nicht zufriedenstellend beantwortet werden. In einem Tiermodell konnte nachgewiesen werden, dass die knöcherne Durchbauung mit der initialen Stabilität eines Konstrukts zunimmt [23].

Eine große Steifigkeit des Cage-Materials in axialer Richtung bedingt aber auch eine geringe Belastung des darin eingebrachten Knochenmaterials. Dieses Phänomen wird als "stress shielding"-Effekt bezeichnet. Ein ausgeprägter "stress shielding"-Effekt kann sich jedoch nachteilig auf die erwünschte knöcherne Fusion auswirken, da ein unbelastetes Knochenmaterial vom Körper abgebaut wird und die Fusion dadurch verlangsamt oder gar verhindert werden kann [39, 44, 72].

Offensichtlich ist analog zur Frakturheilung im langen Röhrenknochen eine gewisse Beweglichkeit in axialer Richtung ein wichtiger Stimulus zur knöchernen Durchbauung, wohingegen Scherkräfte oder Rotationsmomente einen negativen Einfluss haben können [94].

In einem Finite-Elemente-Modell wurde außerdem gezeigt, dass die, an das zu fusionierende Segment angrenzenden Bewegungssegmente umso stärker belastet werden, je steifer das eingebrachte Cage-Material ist [70]. Degenerative Veränderungen könnten somit in diesem Bereich beschleunigt werden.

Hierbei führt eine hohe Beweglichkeit im Bewegungssegment zur Vermeidung, bzw. Verlangsamung einer soliden Durchbauung, was zu einer erhöhten Komplikationsrate infolge von Instabilität und Implantatermüdungsbrüchen führt. Daher ist um eine komplikationslose und stabile Fusion zu erzielen, eine möglichst

hohe Primärstabilität mit geringer, oder sogar keiner Restbeweglichkeit im Intervertebralraum anzustreben. Die knöchernen Durchbauung sollte idealerweise so früh wie möglich eintreten und eine mechanisch belastbare Fusion darstellen.

Ein quantitativer Parameter zur Beschreibung der mechanischen Eigenschaften eines Cages, welcher eine stabile dauerhafte Fusion garantiert, existiert leider nicht. Eine gängige und einfach zu messende Größe, die die mechanischen Eigenschaften eines implantierten Cages quantifiziert, ist der ROM und die Steifigkeit im Bewegungssegment. Üblicherweise wird angenommen, dass eine gute postoperative Primärstabilität zu einer erfolgreichen Fusion führt. Wie viel Stabilität dabei optimal wäre, ist jedoch nicht bekannt. Neben der knöchernen Fusion, die im allgemeinen radiologisch und im (tier-) experimentellen Aufbau auch histologisch und biomechanisch bewertet sein kann, sind im klinischen Alltag auch der Schmerz und die Lebensqualität wichtige Parameter, welche jedoch im Gegensatz zu den In-vitro-Untersuchungen gemessenen objektiven Parametern, subjektiver Natur sind. Eine Korrelation zwischen biomechanischer Stabilität, wie sie im vorliegenden Testaufbau untersucht wurde, und den genannten Outcome-Parametern Lebensqualität und Schmerz zu ermitteln ist jedoch nur schwer möglich, da man die Biomechanik nur experimentell in vitro messen kann, die Untersuchung von Schmerz und Lebensqualität dagegen ausschließlich klinischen Studien am Menschen vorbehalten sind. Eine Korrelation scheint demnach nur indirekt möglich. Da die radiologische und histologische Fusionsrate offensichtlich gut mit der initialen dreidimensionalen Stabilität eines instrumentierten korreliert [23] und gleichzeitig das klinische Outcome nicht mit der radiologischen Fusionsrate korreliert [25], erscheint es daher fraglich, ob die initiale Steifigkeit einen für den Patienten wahrnehmbaren Benefit bedeutet.

Die biomechanischen Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen:

- Stand alone cages sind nicht in der Lage, insbesondere im Testmodus Extension die Stabilität des nativen Bewegungssegmentes zu erreichen.
- Die expandierbaren Cages (ADD Cage und Synex-C Cages) zeigen eine tendenziell höhere Steifigkeit als der nicht-expandierbare Harms-Cage.
- Mit der additiven anterioren Stabilisation mittels CSLP wird die Steifigkeit des nativen Bewegungssegmentes erreicht. Zur Vermeidung von Komplikationen aufgrund einer Instabilität ist somit die zusätzliche ventrale Plattenspondylodese im klinischen Einsatz zu fordern.
- Die kombiniert anterior-posteriore Stabilsierung mit Cage+CSLP+Cervifix führt

zu einer signifikanten Erhöhung der Stabilität in allen Bewegungsrichtungen. Die alleinige ventrale Stabilisation mit Cage+CSLP zeigt noch Defizite in der Stabilität im Testmodus Rotation.

Es wäre zu überlegen, ob man deshalb bei rotatorisch instabilen Situationen (Typ-C Verletzungen nach Magerl, tumoröser Befall der Facettengelenke etc.) die zusätzliche dorsale Stabilisierung zu Cage+CSLP in der klinischen Anwendung empfehlen sollte.

6 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Einleitung:

Expandierbare Cages haben als Wirbelkörperersatz nach traumatischer, infektiöser oder tumoröser Destruktion von Wirbelkörpern zunehmende Verbreitung gefunden. Unklar war die biomechanische Wertigkeit dieser Implantate speziell im Bereich der Halswirbelsäule.

Ziel dieser Untersuchung war es demzufolge expandierbare Cages biomechanisch in vitro mit einem nicht-expandierbaren Cages in einem zervikalen Korporektomiemodell zu vergleichen.

Methoden:

40 humane zervikale Wirbelsäulenpräparate (C2-C6) wurden in Flexion, Extension, Rotation und Seitwärtsneigung mittels nicht-destruktiver Steifigkeitsmessung getestet. Nach Evaluation der intakten Präparate (n=40) wurde eine Korporektomie C4 vorgenommen. Der Wirbelkörperersatz wurde mit folgenden Implantaten durchgeführt: (1) trikortikaler Beckenkammspan (n=8) (2); Harmscage (DePuy Acromed, n=8); (3) ADD (Ulrich, n=8); (4) Synex-C-Titan (Synthes, n=8); (5) Synex-C-PEEK (Synthes, n=8). Anschließend wurde eine additive anteriore Stabilisierung (CSLP, Synthes) und eine kombinierte anterior-posteriore Stabilisierung (CSLP, Synthes + Cervifix, Synthes) getestet. Die Steifigkeit, der Bewegungsumfang, sowie die neutrale und elastische Zone der Stabilisierungsverfahren wurden anhand von Last-Dislokationskurven ermittelt.

Ergebnis:

Im Vergleich zum intakten Bewegungssegment zeigten alle "stand alone" Implantate eine signifikant größere Steifigkeit in Flexion und lateralen Neigung, jedoch eine verringerte Steifigkeit in Extension. Dabei konnte keine biomechanischen Unterschiede zwischen den nicht-expandierbaren und den expandierbaren Cages nachgewiesen werden. Nur beide Synex-C Implantate zeigten in der Bewegungsrichtung Rotation eine signifikant höhere Steifigkeit als der Beckenkammspan, sonst konnte kein biomechanischer Unterschied zwischen dem trikortikalen Beckenkammspan und den verschiedenen Cages evaluiert werden. Beim Einsatz einer zusätzlichen anterioren Platte war die biomechanische Steifigkeit in allen Bewegungsrichtungen, besonders jedoch in Extension, signifikant erhöht. Im Vergleich zur alleinigen anterioren Platte erhöhte die anterior-posteriore

Stabilisierung die Steifigkeit speziell in Rotation um bis zu 102%.

Schlussfolgerung:

Die Ergebnisse dieser Studie machen deutlich, dass keine wesentlichen signifikanten Unterschiede in den stabilisierenden Eigenschaften der verschiedenen Cagetypen bestehen.

Zusätzlich konnte kein signifikanter biomechanischer Unterschied zwischen den getesteten expandierbaren und nicht-expandierbaren Cages sowie den autologen trikortikalen Beckenkammspantransplantaten und somit auch keine Vorteile für die expandierbaren Korporektomie-Cages nachgewiesen werden. Die getesteten Cages waren als "stand-alone-Implantate nicht in der Lage, die Stabilität des nativen Bewegungssegments wiederherzustellen und sollten daher insbesondere aufgrund der niedrigen Steifigkeit in Extension und Rotation nicht als Wirbelkörperersatz bei stand-alone-Anwendung in der Halswirbelsäule in Erwägung gezogen werden.

Es wird eine zusätzliche dorsale Stabilisierung empfohlen oder eine anschließende Behandlung mit einer Orthese für 12 Wochen.

Unabhängig vom gewählten Implantatmaterial war mit der ventralen Stabilisierung mit CSLP, eine Zunahme Stabilität des nativen Bewegungssegmentes zu erreichen und boten insbesondere in Extension eine höchst signifikante Steifigkeitszunahme an.

Schwachstelle der Konfiguration mit ventraler Stabilisierung bleibt jedoch die axiale Rotationsbewegung.

Die kombinierte anterior-posteriore Stabilisierung sollte demnach unabhängig vom Implantattyp nur bei einer massiven rotatorischen Instabilität der Halswirbelsäule in Erwägung gezogen werden.

Literaturverzeichnis

- 1 Adams, M.A. (1995) Mechanical testing of the spine. An appraisal of methodology, results, and conclusions. *Spine*, 20, 2151-2156
- 2 Angelo DJ, Foley K, Vossel KA, Rampersaud YR, Jansen TH (2000): Anterior cervical plating reverses load transfer through multilevel strut-grafts. *Spine* 25: 783-795
- 3 Arrington ED, Smith W, Chambers HG, Bucknell AL, Davino NA (1996): Complications of iliac crest bone graft harvesting. *Clin Orthop* 329: 300-309
- 4 Bagby G (1999) The Bagby and Kuslich (BAK) method of lumbar interbody fusion. *Spine* 24:1857-1862 7.
- 5 Bankwart JC, Asher M, Hassanein RS (1995): Iliac crest bone graft harvest donor site morbidity. A statistical evaluation. *Spina* 20: 1055-1060
- 6 Blauth M, Lange UP, Knop C, Bastian L (2000): Wirbelkörperfrakturen im Alter und ihre Behandlung. *Orthopäde* 29: 302-317
- 7 Bogduk N, Mercer S: Biomechanics of the cervical spine (2000): Normal Kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15:633–648
- 8 Böhler J (1971): Konservative Behandlung von Brüchen der Brust-und Lendenwirbelsäule. *Unfallmed Berufserkr* 2: 100-104

- 9 Bonney RA, Corlett EN (2002): Head posture and loading of the cervical spine. *Appl Ergon* 33:415–417
- 10 Bouchard JA, Koka A, , Emery SE (1994): Effects of irradiation on posterior spinal fusions. A rabbit model. *Spine* 19: 1836-1841
- 11 Brantigan JW, Steffi A, Geiger JM (1991): A carbon fiber implantat to aid interbody lumbar fusion. Mechanical testing. *Spine* 16: 277-282
- 12 Brooke NS, Rorke A, King AT, Gullan RW (1997): Preliminary experience of carbon fibre cage prostheses for treatment of cervical spine disorders. *Br J Neursurg* 11: 221-227
- 13 Chapman MW, Szabo RM, Marder R, Vince KG, Mann RA, Lane JM, McLain RF, Rap G (2001): *Chapman`s Orthopaedic Surgery*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- 14 Crawford NR, Brantley AG, Dickman CA, Koeneman EJ (1995): An apparatus for applying pure nonconstraining moments to spine segments in vitro. *Spine* 20: 2097-2100
- 15 Cybidski GR, Douglas RA, Meyer PR, Rovin AR (1992): Complications in three-column Cervical spine injuries requiring anterior-posterior stabilisation. *Spine* 17: 253-256
- 16 Dagirmanjian A, Schils J, McHenry M, Modic MT (1996): MR imaging of vertebral osteomyelitis revisited. *AJR Am J Roentgenol* 167:1539-1543

- 17 Denis F (1983): The three column spine and its significans in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. 8: 817-831
- 18 Dick W (1992): Fixateur interne. State of the art reviews. Spine 6: 147-172
- 19 Do Koh Y, Lin T, Won You J, Eck J, An HS (2001): A biomechanical comparison of modern anterior and posterior plate fixation of the cervical spine. Spine: 15-31
- 20 Domenikus M, Krepler P, Schwameis B, Kotz R (1998): Operative therapy of spine metastasis. Orthopäde 27: 282-286
- 21 Dvorak J, Froehlich D, Penning L, Baumgartner H, Panjabi MM (1998): Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension. Spine 13: 748-755
- 22 Dvorak J, Hayek J, Zander R (1987): CT-functional diagnostics of the rotatory instability of the upper cervical spine. Part 2. An evaluation on healthy adults and patients with suspected instability. Spine 12: 726-731
- 23 Feighan, J.E., Stevenson, S. and Emery, S.E. (1995) Biologic and biomechanic evaluation of posterior lumbar fusion in the rabbit. The effect of fixation rigidity. Spine 20, 1561-7
- 24 Foley KT, DiAngelo D, Rampersaud YR, Vossel KA, Jansen TH (1999): The in vitro effects of instrumentation on multilevel cervical strut-graft mechanics. Spine 24: 2336-2376

- 25 Fritzell, P., Hagg, O., Wessberg, P. and Nordwall, A. (2002) Chronic low back pain and fusion: a comparison of three surgical techniques: a prospective multicenter randomized study from the Swedish lumbar spine study group. *Spine*, 27, 1131-41
- 26 Frobin W, Leivseth G, Biggemann M, et al (2002): Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17:21–31
- 27 Gertzbein SD, Holtby R, Tile M, Kapasouri A, Chan KW, Cruickshank B (1984): Determination of a locus of instantaneous centers of rotation of the lumbar disc by moire fringers. A new technique. *Spine* 9: 409-413
- 28 Gertzbein SD, Seligman J, Holtby R, Chan KW, Kapasouri A, Tile M, Cruickshank B (1985): Centrode patterns and segmental instability in degenerative disc disease. *Spine* 10: 257-261
- 29 Gonzalez-Darder JM, Atienza C, Molla F (2001): Biomechanical evaluation of an anterior cervical plate-cage fixation system. *Neurocirugia (Astur)* 12: 152-157
- 30 Goulet JA, Senunas L, Desilva GL, Greenfield ML (1997): Autogenous iliac crest bone Graft. Complications and functional assessment. *Clin Orthop* 339: 76-81
- 31 Grubb MR, Curreer B, Shih JS, Bonin V, Grabowski JJ, Chao EY (1998): Biomechanical Evaluation of anterior cervical spine stabilization. *Spine* 23: 886-892

- 32 Harms J (2000) Interbody fusion with Meshed-Titanium-Cages.
Cagemeeting 26. Oktober 2000, Hamburg
- 33 Hertlein H, Hartl WH, Dienemann H, Schurmann M, Lob G (1995):
Thoracoscopic repair of thoracic spine trauma. Eur Spine J 1:42-151
- 34 Hu R, Mustard CA, Burns C (1996): Epidemiology of incident spinal
fracture in a complete population. Spine 21: 492-499
- 35 Hussein AA, El-Karef. E, Hafez M (2001): Reconstructive surgery in
spinal tumours. Eur J Surg Oncol 27: 196-199
- 36 Isomi T, Panjabi M, Wang JL, Vaccaro AR, Garfin SR, Patel T (1999):
Stabilizing potential of anterior cervical plates in multilevel corpectomies.
Spine 24: 2219-2223
- 37 Junghanns H: Wirbelsäule. In: Bürkle de la Camp H, Rostock P (Hrsg.):
Handbuch der gesamten Unfallchirurgie. Bd.2,
Enke-Verlag Stuttgart 1955, S. 520-564
- 38 Kaden B, Koch W, Varchim-Schultheiss K, Wunsch M, Fuhrmann G
(1996): Biomechanical studies of transthoracic vertebral body
replacement with autologous bone grafts (fibula and rib).
Neurosurg Rev 19: 17-21
- 39 Kanayama M, Cunningham B, Haggerty CJ, Abumi K, Kaneda K, McAfee
PC (2000): In vitro biomechanical investigation of the stability and stress-
shielding effect of lumbar interbody fusion devices.
J Neurosurg Spine 93: 259-265

- 40 Kandziora F, Mittlmeier T, Kerschbaumer F (1999): Stage related surgery for cervical spine instability in rheumatoid arthritis. *Eur Spine J* 8:371-381
- 41 Kandziora F, Pflugmacher R, Schafer J, Born C, Duda G, Haas NP, Mittlmeier T (2001): Biomechanical comparison of cervical spine interbody fusion cages. *Spine* 26: 1850-1857
- 42 Kandziora F, Pflugmacher R, Schäfer J, Scholz M, Ludwig K, Schleicher P, Haas NP (2003): Biomechanical comparison of expandable cages for vertebral body replacement in the cervical spine. *J Neurosurg* 99 (Suppl): 91-97
- 43 Kandziora F, Pflugmacher R, Scholz M, Schnake K, Schröder R, Mittlmeier T (2001): Comparison between sheep and human cervicospines: an anatomic, radiographic, bone mineral density, and biomechanical study. *Spine* 26: 1028-1037
- 44 Kandziora F, Schollmeier G, Scholz M et al. (2002): Influence of cagedesign on interbody fusion in a sheep cervical spine model. *J Neurosurg* 96(Suppl): 321-332
- 45 Kirkpatrick JS, Levi J, Carillo J, Moeini SR, (1999): Reconstruction after multilevel corpectomy in the cervical spine. A sagittal plane biomechanical study. *Spine* 24: 1186-1190
- 46 Klockner C, Valencia R (2003): Sagittal alignment after anterior debridement and fusion with or without additional posterior instrumentation in the treatment in pyogenic and tuberculous spondylodiscitis. *Spine* 28: 1036-1042

- 47 Knop C, Lange U, Bastian L, Blauth M (2000): Three-dimensional motion analysis with Synex. *Eur Spine J* 9: 472-485
- 48 Kurz M, Garfin S, Booth RE (1989): Harvesting autogenous iliac bone grafts. A review of complications and techniques. *Spine* 14: 1324-1331
- 49 Kuslich SD, Danielson G, Dowdle JD, Sherman J, Fredrickson B, Yuan H, Griffith SL (2000) Four-year follow-up results of lumbar spine arthrodesis using the Bagby and Kuslich lumbar fusion cage. *Spine* 25: 2656-2662
- 50 Lange U, Knop C, Bastian L, Blauth M (2003): Prospective multicenter study with a new implant for thoracolumbar vertebral body replacement. *Arch Orthop Trauma Surg* 123: 203-208
- 51 Lee SW, Lin T, You JW, An HS (2000): Biomechanical effects of anterior grafting devices on the rotational stability of spinal constructs. *J Spinal Disord* 13: 150-155
- 52 Liljenqvist U, Lerner T, Bullmann V, Hackenberg L, Halm H, Winkelmann W (2003): Titanium cages in the surgical treatment of severe vertebral osteomyelitis. *Eur Spine J* 12: 606-612
- 53 Lowery GL, Harms J (1996): Titanium surgical mesh for vertebral defect replacement and intervertebral spacers. In: Thalgott JS, Aebi M (eds) *Manual of internal fixation of the spine*. Philadelphia, pp 127-146
- 54 Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S (1994): A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur. Spine J.* 3: 184-201

- 55 Magerl FP (1984): Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. Clin Orthop 125-141
- 56 Maiman DJ, Kumaresan S, Yogandan N (1999): Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. Biomed Mater Eng 9: 27-38
- 57 Matthies W, Biedermann L (1994): Biomechanical analysis of the load-sharing principle using TSR and the MOSS-device. Posterexhibition. Int. Meeting on advanced spine techniques, München
- 58 McLain RF, Kabins M, Weinstein JN, Sparling E, Benson DR, Burkus JK, Montesano PX, Sutherland TB (1991): VSB stabilization of lumbar neoplasm: technical considerations and complications. Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoraco-lumbar fractures. A preliminary report. Unstable thoracolumbar and lumbar burst fractures treated with th. J Spinal Disord 4: 359-365
- 59 Müller EJ, Russe OJ, Muhr G (2004): Osteomyelitis der Wirbelsäule. Orthopäde 33: 305- 312
- 60 Nibu K, Panjabi MM, Oxland T, Cholewicki J (1997): Multidirectional stabilising potential of BAK interbody spinal fusion system for anterior surgery. J Spinal Disord 10: 357-362
- 61 Nussbaum ES, Rockswold GL, Bergman TA, Erickson DL, Seljeskog EL (1995): Spinal tuberculosis: a diagnostic and management challenge. J Neurosurg 83: 243-247

- 62 Oxland TR, Hoffer Z, Nydegger T, Rathonyi GC, Nolte LP (2000): A comparative biomechanical investigation of anterior lumbar interbody cages: central and bilateral approaches. *J Bone Joint Surg* 82-A: 383-393
- 63 Panjabi M, Dvorak J, Duranceau J, Yamamoto I, Gerber M, Rauschnig W, Bueff HU (1988): Three-dimensional movements of the upper cervical spine. *Spine* 13: 726-730
- 64 Panjabi M, Krag MH, White A, Southwick WO (1997): Effects of preload on load displacement curves over the lumbar spine. *Orthop Clin North Am* 8: 181-192
- 65 Panjabi M, White A (1990): *Clinical biomechanics of the spine*. (pp. 107). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins
- 66 Panjabi M, White A (1990): *Clinical biomechanics of the spine*. (pp. 47). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins
- 67 Panjabi M, White A (1990): *Clinical biomechanics of the spine*. (pp. 56). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins
- 68 Panjabi MM, White AA III, Johnson RM (1975): Cervical spine mechanics as a function of transection of components. *J Biomech* 8:327–336
- 69 Panjabi, M.M. (1988) Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework. *Spine*, 13, 1129-1134
- 70 Parthiban JK, Singhania B, Ramani PS (2002): A radiological evaluation of allografts (ethylene oxide sterilized cadaver bone) and autografts in in

anterior cervical fusion. *Neurol India* 50: 17-22

- 71 Pearcy MJ, Tibrewal SB (1984): Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine* 9: 582-587
- 72 Robinson RA (1964): Anterior and posterior cervical spine fusions. *Clin Orthop* 35: 34-36
- 73 Robinson RA, Walker AE, Ferlic DC, Wiecking DK (1962): The results of anterior interbody fusion of the cervical spine. *J Bone Joint Surg* 44A: 1569-1587
- 74 Ryan MD, Henderson JJ (1992): The epidemiology of fractures and fracture-dislocation of the cervical spine. *Injury* 23: 38-40
- 75 Sack S (1966): Anterior interbody fusion of the lumbar spine. Indications and results in 200 cases. *Clin Orthop* 44: 163-170
- 76 Saso RC, Cotler HB (1993): Posterior instrumentation and fusion for unstable fractures and fracture-dislocations of the thoracic and lumbar spine. A comparative study of three fixation devices in 70 patients. *Spine* 18: 450-40
- 77 Schnee CL, Freese A, Weil RJ, Marcotte PJ (1997): Analysis of harvest morbidity and radiographic outcome using autograft for anterior cervical fusion. *Spine* 22: 2222-2227

- 78 Shimamoto N, Cunningham B, Dmitriev AE, Minmi A, McAfee PC (2001): Biomechanical evaluation of stand-alone interbody fusion cages in the cervical spine. *Spine* 26: 432-436
- 79 Spivak JM, Bhram S, Chen D, Kummer FJ (2000): Internal fixation of cervical trauma following corpectomy and reconstruction. The effects of posterior element injury. *Bull Hosp Jt Dis* 59: 47-51
- 80 Stauffer RN, Coventry M (1972): Anterior interbody lumbar spine fusion. Analysis of Mayo Clinics series. *J Bone Joint Surg Am* 54: 756
- 81 Stoltze D, Harm J (1999): Correction of posttraumatic deformities. Principles and methods. *Orthopäde* 28: 731-745
- 82 Stoltze D, Harms J (1997): Surgical treatment of bacterial spondylitis or spondylodiscitis. *Osteosyn Intern* 5: 257-268
- 83 Stoltze D, Harms J (1998): Kombinierte Stabilsierungsverfahren an der thorakolumbalen Wirbelsäule. *Osteosyn Intern* 6: 157-171
- 84 Summers BN, Eisenstein SM (1989): Donor site pain from the ilium. A complication of lumbar spine fusion. *J Boint Surg Br* 71: 677-680
- 85 Trojan B (1972): Langfristige Ergebnisse von 200 Wirbelbrüchen der Brust-und Lendenwirbelsäule ohne Lähmung. *Unfallmed Berufserkr* 2: 122-134
- 86 Tscherne H, Blauth M (1998): *Wirbelsäule*. Berlin: Springer-Verlag
- 87 Voris HC, Whisler WW, Hanigan W (1978): Surgical management of destructive lesions of the spine. *Neurochirurgica* 21: 119-122

- 88 Weiner, B.K. and Fraser, R.D. (1998) Spine update lumbar interbody fusion cages. *Spine*, 23, 634-640.
- 89 Weinstein, J.N. (1989) Surgical approach to spine tumors. *Orthopedics* 12, 897-905.
- 90 Whitesides (1997): Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin Orthop* 78-92
- 91 Wilke HJ, Wenger K, Claes L (1998): Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur. Spine J* 7:148-154
- 92 Wilke, H.J., Claes, L., Schmitt, H. and Wolf, S. (1994) A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. *Eur.Spine J.*, 3, 91-97
- 93 Willen J, Lindahl S, Nordwall A (1985): Unstable thoracolumbar fractures. A comparative clinical study of conservative treatment and Harrington instrumentation. *Spine* 10: 111-122
- 94 Yamagishi, M. and Yoshimura, Y. (1955) The biomechanics of fracture healing. *J Bone Joint Surg Am*, 37-A, 1035-68.
- 95 Yamamoto I, Panjabi M, Crisco T, Oxland T (1989): Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 14: 1256-1260

- 96 Younger EM, Chapman M (1989): Morbidity at bone graft donor sites.
J Orthop Trauma 3: 192-195

Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 3: Anatomischer Aufbau der Wirbelsäule
- Abbildung 2: 3-Säulen- Modell der Wirbelsäule nach Denis
- Abbildung 3: 2-Säulen-Modell der Wirbelsäule nach Magerl, bestehend aus:
- b) Flexions-Kompressionsverletzung (Typ A)
 - b,c) Flexions-Distraktions-oder Extensionstrauma (Typ B)
 - d) Rotationsverletzung (Typ C)
- Abbildung 3-5: Einbettungsvorgang:
kaudaler Anteil, kranialer Anteil, das zu testende Präparat
- Abbildung 6-9: Formen der Implantate; Harms DePuy, ADD Ulrich,
Synex-C Titanium und Synex-C PEEK
- Abbildung 10: CSLP-Platte (Cervical Spine Locking Plate)
- Abbildung 11: Cervifix (Synthes AG, Bettlach, Schweiz)
- Abbildung 12: Load-displacement-Diagramm
- Abbildung 13: Detailansicht des Wirbelsäulenprüfstandes
- Abbildung 14: Aufbau+optische Kameras
- Abbildung 15: Schema der Kameraposition relativ zum Testobjekt
- Abbildung 15: Beispielhaftes Messdiagramm
- Abbildung 16-17: Ergebnisse der Steifigkeitsmessung in Flexion und Extension
Mittelwerte und Standartabweichung angegeben in Nm/Grad
- Abbildung 18-19: Ergebnisse der Steifigkeitsmessung in Seitneigung und Rotation.
Mittelwerte und Standartabweichung angegeben in Nm/Grad

Tabellen

Tabelle 1: Designparameter der Implantate

Tabelle 2: Gruppeneinteilung

Tabelle 3: Implantatabmessungen (Höhe, Breite und Tiefe)

Tabelle 4: Ergebnisse der Messungen in Flexion. Angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen der ROM, NZ und EZ in Winkelgrad

Tabelle 5: Ergebnisse der Messungen in Extension. Angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen der ROM, NZ und EZ in Winkelgrad

Tabelle 6: Ergebnisse der Messungen in Seitneigung. Angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen der ROM, NZ und EZ in Winkelgrad

Tabelle 7: Ergebnisse der Messungen in Rotation. Angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen der ROM, NZ und EZ in Winkelgrad

Danksagung

In diesem Rahmen möchte ich mich bei allen Menschen, die mich in dieser Zeit unterstützt und gefördert haben, bedanken.

Meinem Doktorvater Herrn PD Dr. med. Klostermann gilt mein besonderer Dank für die Übernahme der Funktion als Doktorvater von Herrn PD Dr. med. F. Kandziora.

Herrn PD Dr. med. F. Kandziora danke ich für die Vergabe des Themas und seine Unterstützungen.

Besonderer Dank gilt meinem Betreuer Herrn Dr. med. Robert Pflugmacher, der mir stets bei allen praktischen Fragestellungen ein kompetenter Ratgeber war und mich in die Durchführung der biomechanischen Testungen eingewiesen hat.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Norbert P. Haas möchte ich danken, da dank seines unermüdlichen Einsatzes für das Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie die Voraussetzungen für die Durchführung dieser experimentellen Arbeit überhaupt erst gegeben waren.

Danken möchte ich ferner den Mitarbeitern des Biomechaniklabors, insbesondere dem Leiter des Forschungslabors der Unfallchirurgie, Herrn Prof. Dr. Ing. Georg Duda für das Schaffen einer äußerst produktiven wissenschaftlichen Diskussionskultur unter den Doktoranden der Unfallchirurgie.

Ebenfalls möchte ich mich an dieser Stelle bei meinem Freund und Kollegen Herrn Sarper Sel für das Korrekturlesen der Arbeit bedanken.

Zum Schluss gilt mein besonderer Dank meinen Eltern Kahraman und Gülsevım Turan sowie meinem Cousin Herrn Dr. Murat Turan, die mir materiell und ideell meine Universitätsausbildung und diese Arbeit erst ermöglicht haben.

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass die vorliegende Arbeit von mir selbst und ohne die unzulässige Hilfe Dritter verfasst wurde, auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten darstellt und die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur vollständig angegeben sind.

Oguzhan Turan

Berlin, den 07.1.2009