

Aus der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
Hand-, Plastische- und Rekonstruktive Chirurgie
der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Biomechanische Analyse eines ventral implantierbaren
Doppelschraubensystems am Knochenmodell

Prüfung verschiedener Positionierung von anterioren
Doppelschraubenverankerungen im Wirbelkörpermodell zur Verbesserung der
Stabilität ventraler Implantate

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité –
Universitätsmedizin Berlin

von

Sefer Fidan

aus Kelkit/Türkei

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. W. Ertel

2. Prof. Dr. med. H. W. Neumann

3. Prof. Dr.-Ing. G. N. Duda

Datum der Promotion: 22.02.2008

1	EINLEITUNG	1
1.1	ANATOMIE UND BIOMECHANIK DER WIRBELSÄULE	4
1.1.1	BAU UND FUNKTION DER WIRBELSÄULE (DRENCKHAHN AND ZENKER 1994)	4
1.2	ENTWICKLUNG DER WIRBELSÄULENINSTRUMENTATION	6
1.2.1	DORSALE IMPLANTATE	6
1.2.2	VENTRALE IMPLANTATE	9
1.3	INDIKATION ZUR VENTRALEN INSTRUMENTATION	14
1.3.1	INDIKATION ZUR VENTRALEN INSTRUMENTATION DER RUMPFWIRBELSÄULE	14
1.3.2	INDIKATIONSSPEKTRUM	17
1.3.3	INDIKATIONSSPEKTRUM DER STAB- UND PLATTENSYSTEME NACH HERSTELLERANGABEN	24
1.4	OPERATIVES VERFAHREN	25
1.4.1	DER VENTRALE ZUGANG ZUR INSTRUMENTATION DER RUMPFWIRBELSÄULE	25
1.4.2	MINIMAL INVASIVE CHIRURGIE AN DER RUMPFWIRBELSÄULE	28
1.4.3	KOMPLIKATIONEN	28
1.4.4	VOR- UND NACHTEILE DES VENTRALEN ZUGANGS	30
1.5	ZIEL DER STUDIE	31
2	MATERIAL UND METHODEN	32
2.1	MODELLWIRBELKÖRPER	32
2.2	VERWENDETE SCHRAUBEN UND BASISPLATTEN	35
2.2.1	PRINZIP UND VORTEILE DER LOCKING COMPRESSION PLATE- TECHNIK (NACHFOLGEND „LC-PLATTE“)	35
2.2.2	DIE VERSCHIEDENEN SCHRAUBENANORDNUNGEN MIT UNTERSCHIEDLICHEN TRIANGULIERUNGEN	38
2.3	EINBAU/IMPLANTATION	40
2.4	MECHANISCHE TESTUNG	43
2.4.1	ZWICK UNIVERSALPRÜFMASCHINE 1475	43
2.4.2	MECHANISCHE TESTUNG AUF BIEGUNG UND SCHERUNG	44

3	ERGEBNISSE	46
3.1	MODELLWIRBELKÖRPER OHNE KORTIKALIS	46
3.1.1	BIEGEBELASTUNG	46
3.1.2	SCHERBELASTUNG	47
3.2	MODELLWIRBELKÖRPER MIT KORTIKALIS	48
3.2.1	BIEGEBELASTUNG	48
3.2.2	SCHERBELASTUNG	49
3.3	VERGLEICH MIT/OHNE KORTIKALIS	50
3.3.1	BIEGEBELASTUNG	50
3.3.2	SCHERBELASTUNG	52
4	DISKUSSION	54
4.1	VARIABLEN, DIE DIE FIXIERUNG UND SOMIT DIE STABILITÄT DES IMPLANTATES AN DER RUMPFWIRBELSÄULE BEEINFLUSSEN	58
4.1.1	DIE KNOCHENQUALITÄT	58
4.1.2	DIE SCHRAUBENPOSITIONIERUNG UND VERANKERUNG IM WIRBELKÖRPER	59
4.1.3	DAS SCHRAUBENDESIGN	62
4.2	DIE EIGENE STUDIE ZUR VERBESSERUNG DER STABILITÄT VENTRALER IMPLANTATSYSTEME	64
4.2.1	RESULTATE DER EIGENEN STUDIE	64
5	ZUSAMMENFASSUNG	70
6	LITERATURVERZEICHNIS	72
	DANKSAGUNG	84
	LEBENS LAUF	85
	ERKLÄRUNG	86

Abbildung 01: Verhalten der Bandscheiben bei a) Belastung (Druck) und b) Entlastung (Sog) der Wirbelsäule	5
Abbildung 02: Lokalisation des pathologischen Geschehens an der Wirbelsäule	15
Abbildung 03: Verteilung der Last an der Wirbelsäule	16
Abbildung 04: Prinzip der Lastübertragung der Wirbelsäule, veranschaulicht an einem Baukran: Ventral hauptsächlich Druckbelastung, dorsal hauptsächlich Zugbelastung	16
Abbildung 05: Drei-Säulen-Modell der Wirbelsäule nach Denis 1983	21
Abbildung 06: Verletzungstypen von Brust- und Lendenwirbelsäule nach Magerl et al. 1994	22
Abbildung 07: Modellwirbelkörper	34
Abbildung 08: Kompressionsschraube: Kraftübertragung durch Platten-Knochen Reibung	37
Abbildung 09: Kopfverriegelungsschraube: Kraftübertragung über winkelstabile Schraube	37
Abbildung 10: Schrauben und Basisplatte: Variante A, gegenlaufend	38
Abbildung 11: Schrauben und Basisplatte: Variante B, gekreuzt	38
Abbildung 12: Schrauben und Basisplatte: Variante C, parallel	39
Abbildung 13: Einbau der Schraube mit Vorbohren	40
Abbildung 14: Anschließende Anziehung der selbstschneidenden Schrauben	41
Abbildung 15: Erneute Vorbohrung für das Setzen der zweiten Schraube	41
Abbildung 16: Schraubenanordnung im Modellwirbelkörper: Variante A, gegenlaufend	42
Abbildung 17: Schraubenanordnung im Modellwirbelkörper: Variante B, gekreuzt	42
Abbildung 18: Schraubenanordnung im Modellwirbelkörper: Variante C, parallel	42
Abbildung 19: Beanspruchung auf Biegung (links), Test-Parameter für die Biegebelastung (rechts)	44
Abbildung 20: Beanspruchung auf Durchscheren (links), Test-Parameter für das Durchscheren (rechts)	45
Abbildung 21: Kurven für Biegebelastung, Modellwirbelkörper ohne Kortikalis	46
Abbildung 22: Kurven für Scherbelastung, Modellwirbelkörper ohne Kortikalis	47
Abbildung 23: Kurven für Biegebelastung, Modellwirbelkörper mit Kortikalis	48
Abbildung 24: Kurven für Scherbelastung, Modellwirbelkörper mit Kortikalis	49

Abbildung 25: Kraft-Weg-Graphiken unter Biegebelastung für die Variante A (gegenlaufend)	50
Abbildung 26: Kraft-Weg-Graphiken unter Biegebelastung für die Variante B (gekreuzt)	51
Abbildung 27: Kraft-Weg-Graphiken unter Biegebelastung für die Variante C (parallel)	51
Abbildung 28: Kraft-Weg-Verlauf für die drei Designs im Modellwirbelkörper mit und ohne Kortikalis	52
Abbildung 29: Initiale Phase der Testung	53
Abbildung 30: Transvertebrale Schraube in a) superior oblique und b) inferior oblique Position	60

Tabelle 01: Frakturklassifikation nach Magerl et al. 1994	23
Tabelle 02: Indikationsspektrum der Stab- und Plattensysteme nach Herstellerangaben	24
Tabelle 03: Materialkenndaten wie Dichte, Festigkeit und Elastizitätsmodul auf Druck- sowie Zugbelastung	33

1 Einleitung

Die Entwicklung der operativen Wirbelsäulenstabilisierung beginnt im Jahre 1891 mit Berthold Ernst Hadra in Galveston, Texas und mit Fritz Lange im Jahre 1909 in München (Hadra 1891; Lange 1909). Hadra befasste sich mit der Wirbelsäulenstabilisierung mittels dorsaler Implantate bei Wirbelsäulentuberkulose. Lange beschäftigte sich hingegen mit einer neuen operativen Methode zur Wirbelsäulenstabilisierung bei Spondylitis. Fortgesetzt wurde diese Entwicklung in New York City im Jahre 1911 mit Russel A. Hibbs und Fred H. Albee (Albee 1911; Hibbs 1911).

In der Anfangszeit war die Wirbelsäulentuberkulose wegen der resultierenden Fehlstellungen und Instabilitäten die Hauptindikation für operative Maßnahmen an der Wirbelsäule. Später wurde das operative Spektrum auch auf Deformitäten wie Skoliosen und Kyphosen ausgeweitet (Hibbs 1918; Hibbs et al. 1931; Harrington 1960, 1962; Dwyer 1969). Das Indikationsspektrum wurde in den folgenden Jahrzehnten schließlich auch auf degenerative, iatrogene und postoperative Instabilitäten wie auch Wirbelsäulenverletzungen ausgedehnt (Kaneda et al. 1988; Kaneda 1991; Hanakita et al. 1992; Hamilton and Webb 1994). Damit einher ging die Notwendigkeit, Instrumentarien zu entwickeln, die eine sichere Stabilisierung der operierten Wirbelsäule ermöglichten, da die bisher durchgeführten rein knöchernen Fusionen mit einer hohen Rate an Pseudoarthrosen und an sekundären Korrekturverlusten belastet waren. Mittlerweile existiert ein rasch expandierender Markt unterschiedlicher Instrumentarien.

Für die verschiedenen Abschnitte der Wirbelsäule, sowie für dorsale oder ventrale Operationen, stehen eine große Anzahl unterschiedlicher Implantate mit zahlreichen weiteren Modifikationen zur Verfügung. Aufgrund der guten Korrekturmöglichkeiten von ventral und der Entwicklung neuer operativer Verfahren, ist eine besonders rasante Entwicklung auf dem Markt der ventralen Instrumentarien für die Rumpfwirbelsäule zu verzeichnen. An diese Implantate

sind eine Reihe unterschiedlicher Forderungen zu stellen. Gefordert wird erstens eine geringe Aufbauhöhe, um eine Irritation anatomischer Strukturen zu vermeiden; zweitens müssen große Lasten über einen langen Zeitraum aufgenommen werden können und drittens sollten alle neu entwickelten Systeme heute sowohl offen als auch minimal invasiv implantierbar sein. Damit ergeben sich eine Reihe offener Fragen hinsichtlich des optimalen Designs der Implantate. Dazu gehören Fragen nach der Verankerung dieser Implantate im Wirbelkörper ventral. Dies ist von Relevanz, da der Wirbelkörper vor allem aus spongiösen und damit wenig lastaufnehmendem Knochen besteht. Um diese Verankerung, die über Schrauben durchgeführt wird, zu optimieren, müssen eine Reihe von Problemen analysiert und beantwortet werden:

- Welches ist das optimale Design für ventral zu implantierende Schrauben hinsichtlich der Parameter Schraubendicke, Schraubenlänge, Schraubenform, Gewindedicke und Gewindedesign?
- Welche operationstechnischen Aspekte führen eventuell zur Erhöhung der Stabilität der Schrauben in den ventralen Wirbelkörper (uni- oder bikortikale Verankerung im Wirbelkörper)?
- Gewährleisten die ermittelten Designs eine ausreichende Stabilität im osteoporotischen Knochen?
- Welches ist die optimale Schraubenpositionierung (Orientierung der Schraube) für eine bestmögliche Verankerung im Wirbelkörper?

Das Ziel dieser Arbeit ist die Prüfung verschiedener Positionierungen von anterioren Doppelschraubenverankerungen im ventralen Wirbelkörpermodell mit und ohne Kortikalis auf Biegung und Scherung. Es soll damit die Frage nach der optimalen Schraubenpositionierung für eine bestmögliche Verankerung im Knochenmodell beantwortet werden. Ermittelt werden soll die Positionierung, die einerseits die höchste Haltekraft aufweist und andererseits im Knochenmodell am wenigsten migriert. Zu diesem Zweck wurden drei Varianten getestet:

- Variante A: zwei im Modellwirbelkörper konvergierende Schrauben unterschiedlicher Länge
- Variante B: zwei im Modellwirbelkörper gekreuzte Schrauben gleicher Länge
- Variante C: zwei im Modellwirbelkörper parallel angeordnete Schrauben unterschiedlicher Länge.

Die Summe beider Schraubenlängen unabhängig von den Positionierungsvarianten ist jeweils identisch und beträgt 80 mm.

1.1 Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule

1.1.1 Bau und Funktion der Wirbelsäule (Drenckhahn and Zenker 1994)

Entwicklungsgeschichtlich ist die Wirbelsäule der älteste Teil des Skeletts. Form und Aufbau der Wirbelsäule ermöglichen die Bewegung in allen Ebenen des Raumes und geben ihm zusammen mit Muskeln und Bändern die dazu benötigte Stabilität. Es werden Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule sowie das Kreuz- und Steißbein unterschieden. Die Wirbelsäule ist das bewegliche Achsenskelett des Körpers. Sie bildet das zentrale Stütz- und Bewegungsorgan und trägt den Kopf, den Rumpf und die oberen Gliedmaßen. Die Wirbelsäule umgibt schützend das Rückenmark. Ihr Halsteil wird von sieben Wirbeln gebildet. Der Brustteil besteht aus zwölf Wirbeln. Der Lendenteil besteht aus fünf Wirbeln. Das Kreuzbein ist ein Block aus fünf verschmolzenen Sakralwirbeln. Die letzten vier Wirbel sind zum Steißbein verschmolzen.

Die Wirbelkörper werden direkt miteinander durch Zwischenwirbelscheiben verbunden. Jeder dieser Zwischenwirbelscheiben besteht aus einem zentral gelegenen Gallertkern (Nucleus pulposus), der als inkompressibles Wasserkissen wirkt, welches von einem konzentrisch angeordneten Faserring (Anulus fibrosus) umgeben ist. Biomechanisch zeigt die Zwischenwirbelscheibe ein prallelastisches Verhalten und hat zwischen den Wirbelkörpern eine Pufferfunktion, was dadurch zu erklären ist, dass der Gallertkern überwiegend aus Glykosaminoglykanen (Mukopolysacchariden) besteht, die Wasser an sich binden können und so den elastischen Teil der Bandscheibe bilden. Bei Entlastung, zum Beispiel im Liegen, saugen sie wie ein Schwamm Flüssigkeit auf. Der Gallertkern fängt senkrechte Druckbelastungen auf und federt sie über den Knorpelring ab. Bei Belastung werden die Bandscheiben zusammengedrückt und geben die im Ruhezustand aufgenommene Flüssigkeit wieder ab. Aufnahme und Abgabe von Körperflüssigkeit erfolgen also im permanenten Wechsel (Abb. 01). Untereinander sind die Wirbel zusätzlich durch die kleinen Wirbelgelenke verbunden.

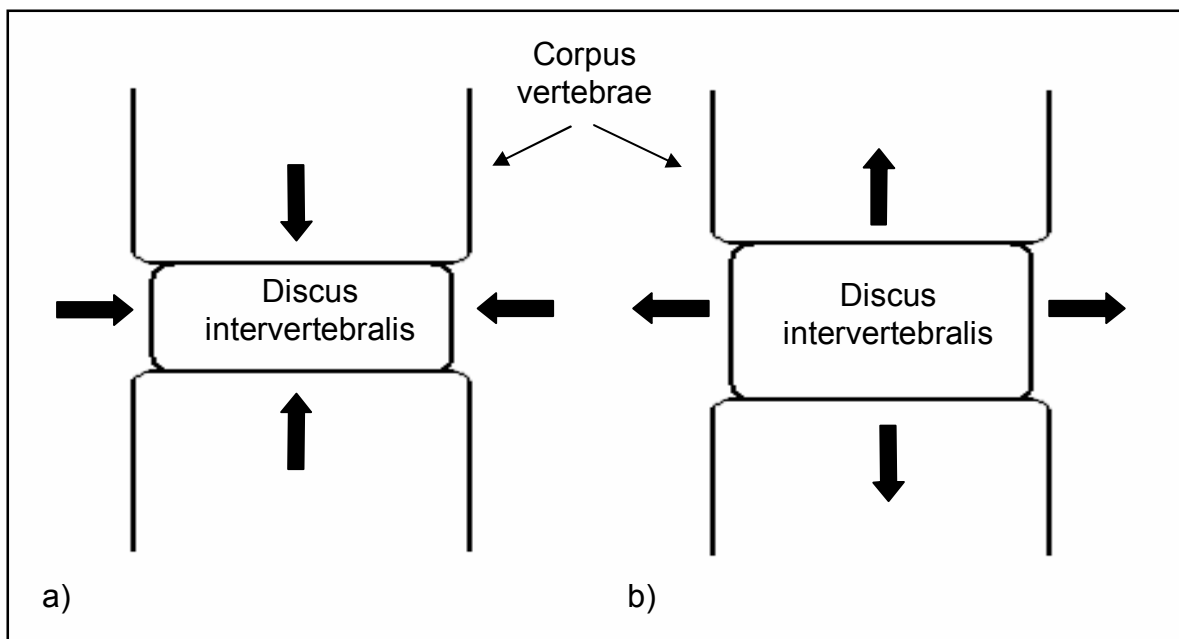


Abbildung 01: Verhalten der Bandscheiben bei a) Belastung (Druck) und b) Entlastung (Sog) der Wirbelsäule

Das sagittale Profil der Wirbelsäule entspricht einer doppelten S-Form mit einer Halslordose, einer Brustkyphose, einer Lendenlordose und der Kreuzbeinkyphose. Zwei Eigenschaften machen damit die Wirbelsäule zum wichtigsten Stoßdämpfer unseres Körpers: Zum einen fängt die Wirbelsäule durch ihre doppelt S-förmige Krümmung, die durch das Gewicht der Rumpfmasse und den Tonus der Muskeln verstärkt wird, durch leichtes Schwingen von Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule Erschütterungen des Körpers ab. Zum anderen federn die Zwischenwirbelscheiben (Discus intervertebralis) wie oben beschrieben, die als Puffer zwischen den einzelnen Wirbelkörpern liegen, auch schwere Stöße und Belastungen ab.

Form und Aufbau ermöglichen eine Beweglichkeit in allen Ebenen des Raumes und damit die Beugung, Streckung, Seitneigung und Drehung des Oberkörpers. Die Beweglichkeit der Wirbelsäule ist im Halsteil am größten. Hier treten auch am frühesten Abnützungerscheinungen auf. Die Brustwirbelsäule gestattet vor allem Rotationsbewegungen. Die Anatomie der Lendenwirbelsäule lässt Vorwärts-, Rückwärts- und Seitenbeugung zu. Das Kreuz- und das Steißbein sind starre und in sich unbewegliche Teil der Wirbelsäule.

1.2 Entwicklung der Wirbelsäuleninstrumentation

1.2.1 Dorsale Implantate

Zu den ersten Implantaten (Hadra 1891) gehörten Drähte und Fäden um die Dornfortsätze, welche vornehmlich zur Stabilisierung bei Wirbelsäulentuberkulose eingesetzt wurden. Durch die sehr dorsale Lage der Implantate fand eine Stabilisierung fast ausschließlich bei Anspannung des Fremdmaterials, d.h. bei Flexion statt. Der Versuch, diese Methode in ihrem Indikationsspektrum zu erweitern, scheiterte aufgrund der nicht ausreichenden Stabilität.

Lange berichtet Anfang des 20. Jahrhunderts über eine neue Methode zur operativen Wirbelsäulenstabilisierung bei Spondylitis (Lange 1909, 1910). Hierbei wurden Zelluloid, später Stahlstangen an beiden Seiten der Dornfortsatzreihe mit Seidenfäden oder Stahldrähten befestigt. Da die verwendeten Metalle nicht bioinert waren, kam es zur Fremdkörperreaktionen mit nachfolgender Implantatlockerung.

Henle (1911, 1924) schlug deshalb die Anlagerung von Knochenspänen an die Wirbelbögen zum Erzielen einer dauerhaften Fusion vor. Dieser Gedanke wurde von Hibbs und Albee in größerem Umfang in die operative Praxis umgesetzt. Bei der Technik nach Albee (1911) wurden die Dornfortsätze gespalten und ein Tibiaspan angelagert. Nach Hibbs (1911) wurden die Dornfortsätze an der Basis frakturiert und nach kaudal bzw. kranial umgelegt. Zusätzlich wurden im Spondylodesenbereich die Wirbelbogengelenke verödet und Knochenlamellen aus den Wirbelbögen gelöst und ebenfalls nach kaudal oder kranial umgeschlagen. Der Großteil dieser Fusionen erfolgte zur Stabilisierung tuberkulös bedingter Deformitäten. Ausgedehnt wurde diese Technik im Weiteren auf die Behandlung von Skoliosen und Frakturen (Hibbs 1918; Hibbs et al. 1931). Die genannten Operationstechniken zeigten in den verschiedenen Nachuntersuchungen eine Pseudoarthrosenrate zwischen 12 % und 49 % (Bosworth 1945; Weber and Peyer 1974; Cleveland et al. 1978; Suezawa et al. 1981).

Mit der Verwendung von Beckenkammspänen zur Knochentransplantation verzeichnete man einen großen Fortschritt bei den Fusionsoperationen an der Wirbelsäule. Damit konnte eine Senkung der Pseudoarthrosenhäufigkeit erreicht werden. Die erzielte Steigerung der Wirbelsäulenfusionsrate betrug 20 % (Ghormley 1933). Die Kombination aus operativer instrumentierter Stabilisierung und knöcherner Fusion erfolgt zunächst, indem die Wirbelbogengelenke oder die Wirbelbögen verschraubt und gleichzeitig Knochenspäne angelagert wurden (King 1944; Baker and Hoyt 1948). King (1948), Wilson und Straub (1952) schraubten Platten an die Dornfortsätze. Dadurch konnte auch eine Stabilisierung gegenüber Kompression und gegenüber Scherkräften erreicht werden.

Harrington (1960, 1962) griff das Prinzip der dorsalen Implantatverankerung erneut auf. Er benutzte Kompressionsstäbe und Haken, um die Wirbelsäule in eine Position zu zwingen, in der über ein Kräftegleichgewicht zwischen Implantat, Wirbelsäule und Weichteilen eine Spannung und schließlich Stabilität erzielt werden konnte (Krag et al. 1988). In der Folgezeit wurden zahlreiche weitere dorsale Wirbelsäuleninstrumentarien entwickelt, wie die transpedikuläre Implantatverankerung nach Roy-Camille (Roy-Camille et al. 1976); der Fixateur externe nach Magerl (1979, 1984); der Fixateur interne nach Dick (1984) und die polysegmentale Instrumentation nach Cotrel und Dubousset (1984, 1985, 1988).

Der Franzose Roy-Camille begann gegen Ende der 60er Jahre Wirbelbrüche mit dorsalen Platten zu fixieren, deren Schrauben transpedikulär eingebracht wurden. Er bezog die beiden oberhalb und unterhalb der Fraktur liegenden Wirbel in die Osteosynthese ein und führte zusätzlich eine Verschraubung der kleinen Wirbelgelenke durch. Diese Methode wurde zum ersten Mal 1976 publiziert (Roy-Camille 1976). Die transpedikuläre Verankerung stellte aufgrund der hohen Stabilität einen Meilenstein in der Entwicklung der dorsalen Wirbelsäulenimplantate dar. Mit der transpedikulären Implantatverankerung kam es zu einer Erhöhung der Primärstabilität, der Möglichkeit der Verkürzung der Spondylodesenstrecke und einer Verbesserung der Korrekturmöglichkeiten. 1984 erfolgte die Vorstellung des Fixateur interne nach Dick (Dick 1984), der die Stabilität der

Instrumentation durch die winkelstabile Stab- Schraubenverbindung zusätzlich deutlich verbesserte.

Die Vorteile dieser Techniken wurden im weiteren Verlauf in Systemen vereint, die für den Einsatz an der gesamten Rumpfwirbelsäule konzipiert wurden. Beispielhaft sei das für die dorsale Instrumentation von Skoliosen im Jahre 1984 entwickelte Verfahren nach Yves Cotrel und Jean Dubousset (Cotrel and Dubousset 1984, 1985, 1988) dargestellt. Das nach ihnen benannte Instrumentarium (nachfolgend „CD“) beinhaltet zwei Basisprinzipien:

1. Stabile Fixation durch eine Rahmenkonstruktion mit Hilfe von Querverbindungen durch sogenannte DDT`s (dispositif de traction transversale).
2. Dreidimensionale Krümmungskorrektur durch folgende drei Mechanismen:
 - a. selektive Haken- oder Schraubenpositionierung an strategischen Wirbeln,
 - b. Rotation des vorgebogenen Stabes zur Wiederherstellung eines befriedigenden sagittalen Profils und
 - c. selektive Kompression oder Distraction, die bei Bedarf am gleichen Stab angewendet werden kann.

Dieses Verfahren ermöglicht eine korsettfreie Nachbehandlung und mittels des dorsalen Instrumentariums eine dreidimensionale Krümmungskorrektur.

Die neueren Techniken führen durch die mehrsegmentale, zum Teil transpedikuläre Verankerung der Implantate in Kombination mit dem Querszugprinzip zu einer hohen Primärstabilität, die in der Regel eine orthesenfreie postoperative Mobilisation erlaubt. Die Korrektur erfolgt dreidimensional, berücksichtigt werden das frontale und sagittale Wirbelsäulenprofil. Pathologische Prozesse, wie sie sich im Bereich der Wirbelkörper und damit an der ventralen Wirbelsäule abspielen, werden durch diese Verfahren per se nicht angegangen.

Unter dem oben genannten Querszugprinzip versteht man die Anwendung von Querstabilisatoren (Querträgern), die mit Hilfe spezieller Spannelemente eine horizontale oder diagonale Verbindung der Längsträger untereinander ermög-

lichen. Hierdurch kommt es zu einer Umverteilung der Last (auf die Längsträger einwirkenden Kraft), was zu einem Stabilisierungseffekt führt. Dieser Stabilisierungseffekt des Querträgers wird jedoch von verschiedenen Autoren kontrovers diskutiert: Krag (1991) geht von einem positiven Effekt des Querträgers auf das Lockerungsverhalten der Pedikelschrauben aus. Hähnel und Mitarbeiter (1991) nehmen an, dass Querstabilisatoren die Stabilität des Fixateur interne verbessern, ohne diese Annahme zu belegen. Dickmann und Mitarbeiter (1992) zeigen in ihrer Arbeit, dass die Rotationsstabilität durch die Querträger verbessert werden konnte. Gurr und Mitarbeiter (1988) bestimmen die Schraubenauszugskraft mit und ohne Querträger, konnten jedoch keinen signifikanten Unterschied zeigen.

1.2.2 Ventrale Implantate

Erstmals wird der direkte Zugang von ventral zur Wirbelsäule 1901 von Codivilla (Codivilla 1901) theoretisch erörtert, wegen der zu erwartenden Risiken jedoch nicht empfohlen. Der Australier Royle ist der erste, der 1921 eine Halswirbelkörperentfernung über einen ventralen Zugang durchführte (Royle 1924, 1928). Compere (1932) berichtet über zwei Fälle der ventralen Keilwirbelentfernungen.

Einer der ersten Versuche der ventralen Wirbelsäuleninstrumentation stammt von Humphries und Hawk (1959). Bei degenerativ bedingten Instabilitäten werden die benachbarten Wirbelkörper mit einer Kompressionsplatte verschraubt. Der Gedanke der ventralen Instrumentation wird 1964 von Dwyer zur Behandlung von Skoliosen erneut aufgegriffen. Im Gegensatz zu Harringtons dorsalem Korrekturprinzip besteht Dwyers Ansatz darin, die konvexe Seite der Krümmung ventral zu verkürzen und damit die Skoliose zu korrigieren.

1964 beginnen Dwyer und Newton mit dem von Sherwood konstruierten zur ventralen Korrektur von Skoliosen bestimmten Implantaten zu arbeiten. 1969 berichten sie über ihre ersten acht Operationsfälle (Dwyer et al. 1969). Die Implantate bestehen aus Wirbelkörperspangen, Schrauben und einem

geflochtenem Titankabel. Operationstechnisch werden nach dem Entfernen der Bandscheiben die einzelnen Wirbel im Spondylodesenbereich konvexseitig mit einer Schraube und der klammerförmigen Unterlagscheibe bestückt. Die Schrauben werden mit einem Titankabel verbunden. Dieses wird verspannt, wodurch sich die konvexseitige Strecke verkürzt und die Wirbelsäule begradigt wird.

Das von Dwyer eingeführte Prinzip der anterolateralen Zuggurtung wird von Zielke aufgegriffen und verbessert (Zielke et al. 1975, 1976; Ulrich 1976; Zielke 1978). Die sogenannte Ventrale Derotationsspondylodese (nachfolgend „VDS“) als flexibles Einstabsystem hat das Dwyer-Instrumentarium heute ersetzt und stellt mittlerweile das weltweit am häufigsten verwendete ventrale Instrumentarium dar (Luk et al. 1988). Der Wirkmechanismus der Instrumentation entspricht einer derotierenden Kompressionsspondylodese.

Das Dwyer- und das VDS-System gestatten die Anwendung korrigierender Kräfte an der skoliotisch verkrümmten Wirbelsäule bei relativ kurzen Spondylodesenstrecken. Bei ventralen Defektsituationen wie zum Beispiel bei Frakturen ist eine ausreichende Stabilisierung von ventral mit diesen Systemen ohne zusätzliche Maßnahmen nicht möglich. Aus diesem Grunde entwickelte Dunn 1980 ein ventrales Instrumentarium zur primären Behandlung von Berstungsfrakturen der Rumpfwirbelsäule. Dunn entwickelt insgesamt drei Instrumentarien (Typ I - III). Die höchste Stabilität wird mit dem Typ III erzielt.

1983 entwickelte Kostuik ein ventrales Zweistabsystem zur Behandlung instabiler Wirbelsäulenfrakturen und posttraumatischer Kyphosen (Kostuik 1983). Seit Anfang der 80er Jahre werden weiterentwickelte Plattensysteme zur ein- oder zweisegmentalen Stabilisierung der Rumpfwirbelsäule eingesetzt. Die Indikationen sind im Wesentlichen frische Wirbelkörperfrakturen, posttraumatische Instabilitäten und Wirbelkörper Tumoren.

1984 veröffentlichten Kaneda und Mitarbeiter die ersten Operationsergebnisse eines ventralen Zweistabsystems bei 15 Patienten mit einer instabilen Fraktur des thorakolumbalen Überganges. Das Kaneda-System entspricht einem rigiden Zweistabsystem, welches das erste in Serie eingesetzte ventrale Doppelstab-system ist. Es kann nur als Zweistabsystem implantiert werden. Das Implantat wird mit zwei Wirbelkörperschrauben pro Wirbel fixiert. Zusätzliche Stabilität wird durch Wirbelkörperplatten erreicht, die sich mit vier scharfkantigen Ecken im Knochen verankern. Die Längsverbinding erfolgt mit zwei rigiden Gewindestäben, die untereinander mit Querzügen verbunden sind. Mit den Gewindestäben ist eine Distraction oder Kompression des überbrückten Bezirkes möglich. Das Indikationsspektrum umfasst frische Frakturen, osteoporotisch bedingte Frakturen, Wirbelsäulentumore, Kyphosen sowie degenerative Instabilitäten (Kaneda et al. 1988; Kaneda 1991; Hanakita et al. 1992; Kaneda et al. 1992; Hamilton and Webb 1994). Das System kann langstreckig verwendet werden und führt zu einer hohen primären Stabilität, so dass in der Regel auf eine zusätzliche dorsale Instrumentation verzichtet werden kann. Mittlerweile wurde das System modifiziert, indem statt der Gewindestäbe glatte Längsstäbe verwendet werden. Die Kompression oder Distraction erfolgt mit Spezialzangen. Das veränderte Stabdesign ermöglicht nun auch die Anwendung bei Deformitäten (Shono et al. 1994).

Am Texas Scottish Rite Hospital (nachfolgend „TSRH“) in Dallas, Texas wurde zwischen 1986 und 1990 ein Wirbelsäuleninstrumentarium sowohl zur dorsalen als auch zur ventralen Implantationen entwickelt; das sogenannte TSRH-Spinal-System (Richardson et al. 1990; Benzel et al. 1991; Asham et al. 1991, 1993). Das TSRH System als rigides Einstabsystem stellt eine universelle, mehrsegmental verankerbare Neuentwicklung dar. Das ventrale TSRH-Instrumentarium wurde zunächst als Einstabsystem (TSRH-1) zur Stabilisierung der Wirbelsäule angewandt. Damit mit dem Implantat sowohl Kompressions- als auch Distaktionskräfte ausgeübt und auf Dauer gehalten werden können, kam das Zweistabsystem (TSRH-2) zur Anwendung. Im Grundkonzept lehnt es sich bei dorsaler Anwendung an das oben erwähnte CD-Instrumentarium an mit dem Prinzip der

dreidimensionalen Korrektur einer Wirbelsäulenverkrümmung. Ähnlich dem CD-System erfolgt die Verankerung dorsal mit unterschiedlichen Haken und transpedikulär verankerten Schrauben. Im Gegensatz zum CD-System kann das TSRH-Instrumentarium auch ventral implantiert werden. In der Regel wird die Einstabvariante zur Skoliosenkorrektur und die Zweistabvariante zur Stabilisierung bei Instabilitäten angewandt. Indikationen sind hier unter anderem Frakturen, Tumore und degenerative Gleitvorgänge.

An der Orthopädischen Universitätsklinik Mainz wurde ein primärstabiles ventrales Wirbelsäuleninstrumentarium mit universeller Korrekturmöglichkeit zur Behandlung unterschiedlicher Wirbelsäulenerkrankungen entwickelt und seit 1992 klinisch eingesetzt. Das Cotrel-Dubousset-Hopf-System (nachfolgend „CDH“-System) als rigides Zweistabsystem basiert auf zwei unterschiedlich dicken Längsstäben, die zwei oder mehrere Wirbelkörper miteinander verbinden. Die Verankerung erfolgt mittels anatomisch geformter Blöcke, die über zwei Schrauben mit dem Wirbelkörper verbunden werden und eine Winkelstabilität durch Verwirklichung des Querszugprinzips gewährleisten.

Parallel zur Konstruktion stabilisierender Implantate (Platten- oder Stabsysteme) wurde eine Reihe unterschiedlicher Platzhalter entwickelt, die entweder einen knöchernen Defekt überbrücken oder in den Zwischenwirbelraum implantiert werden kann.

Bei der Implantation von Wirbelkörperersatz muss zwischen der Indikation bei malignen Tumoren und anderen Erkrankungen mit Destruktionen an der ventralen Wirbelsäule unterschieden werden. Das Ziel bei malignen Tumoren sind der Erhalt der Lebensqualität, das heißt eine Schmerzreduktion, die Möglichkeit zur raschen Mobilisierung des Patienten ohne äußere Orthese und die Abwendung neurologischer Komplikationen. Der Platzhalter muss direkt belastbar sein, um die oben genannten Ziele erreichen zu können. Zur Anwendung kommt Knochenzement allein oder in Kombination mit distrahierbaren Platzhaltern (Lift Vertebral Body).

Bei anderen Wirbelsäulenerkrankungen, die zur Notwendigkeit einer ventralen Abstützung führen können (Frakturen, Entzündungen und Deformitäten), muss eine dauerhafte knöcherne Fusion des instrumentierten Wirbelsäulenabschnittes angestrebt werden. Sowohl bei der interkorporalen Fusion als auch bei der Fusion nach Korporektomie ist eine autologe Knochentransplantation (trikortikale Beckenkammspäne, Fibula- oder Tibiaspäne) notwendig. Alternativ kommen homologe Knochenimplantate oder keramische Implantate in Frage.

Die Implantate zur ventralen und oder dorsalen interkorporalen Fusion der Rumpfwirbelsäule werden in der Regel mit autologer Spongiosa kombiniert und führen so zur gewünschten Fusion bei primärer Belastbarkeit aufgrund der Kraftleitung über das Implantat. Die Systeme können ohne zusätzliche Instrumentation eingebracht werden falls keine höhergradige Instabilität vorliegt.

1.3 Indikation zur ventralen Instrumentation

1.3.1 Indikation zur ventralen Instrumentation der Rumpfwirbelsäule

Die Indikationen zur ventralen Instrumentation der Rumpfwirbelsäule leiten sich zum einen aus der Lokalisation, der Ausdehnung und der Ätiopathogenese des pathologischen Geschehens und zum anderen aus den daraus resultierenden biomechanischen Gegebenheiten ab.

1.3.1.1 *Lokalisation der pathologischen Prozesse an der Wirbelsäule*

So betreffen die pathologischen Veränderungen bei Deformitäten und degenerativen Veränderungen sowohl die vorderen als auch die hinteren Wirbelsäulenabschnitte im gleichen Maße. Jedoch liegt die Pathologie bei den entzündlichen Veränderungen (sowohl bakteriell als auch rheumatisch bedingt) und bei dem überwiegenden Teil aller Tumoren und Metastasen im Bereich der vorderen Wirbelsäule und damit ventral. Dies trifft auch für den überwiegenden Teil der traumatischen bedingten Veränderungen zu, welche überwiegend im Wirbelkörper lokalisiert sind (Abb. 02). Aufgrund der Verteilung der pathologischen Prozesse an der Wirbelsäule und damit deren überwiegender Lokalisation in den vorderen Wirbelsäulenabschnitten, machen sich Stabilisierungsverfahren für die ventralen Wirbelsäulenabschnitte erforderlich.

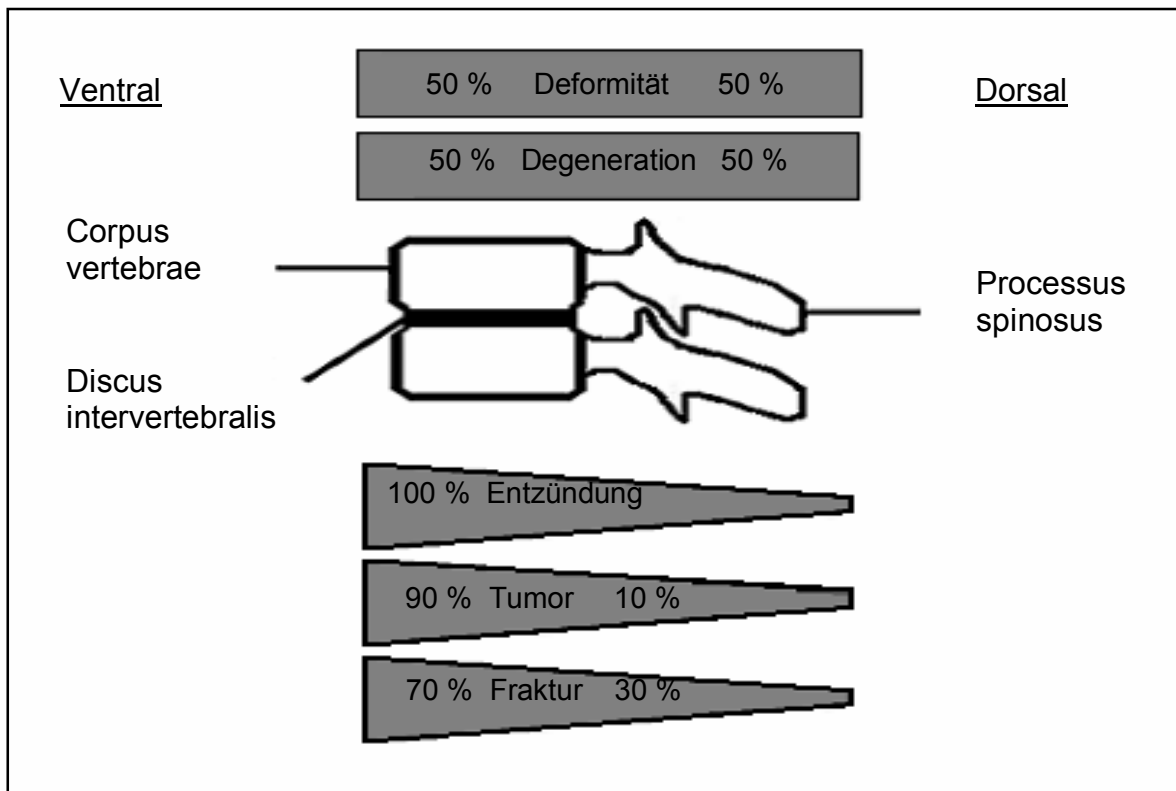


Abbildung 02: Lokalisation des pathologischen Geschehens an der Wirbelsäule (Eysel 1998)

1.3.1.2 Verteilung der Kraftübertragungen an der Wirbelsäule

Aus der Abbildung 03 lässt sich schematisch dargestellt entnehmen, wie die Kraftübertragung während des aufrechten Ganges am thorakolumbalen Übergang verteilt ist. So erfolgt die Kraftübertragung in diesem Bereich der Wirbelsäule überwiegend zu etwa 70 % über die vorderen und zu etwa 30 % über die hinteren Elemente der Wirbelsäule. Aufgrund der Wechselwirkung der Lastaufnahme an den vorderen Abschnitten der Wirbelsäule und der dagegen arbeitenden dorsalen Zuggurtungen (Bänder und Muskeln) der hinteren Abschnitte der Wirbelsäule (Abb. 04), ist bei einer ventralen Defektsituation ein ventrales Vorgehen auch aufgrund biomechanischer Überlegungen indiziert. Die dorsale Zuggurtung kann nur bei einer intakten vorderen Säule mit der Möglichkeit zur Lastaufnahme ihre Wirkung entfalten. Damit sind sowohl ein intakter, ventraler, lastaufnehmender Anteil als auch ein intaktes, dorsales Zuggurtungssystem für eine normale Wirbelsäulenfunktion erforderlich und müssen bei Defekten entsprechend wiederhergestellt werden.

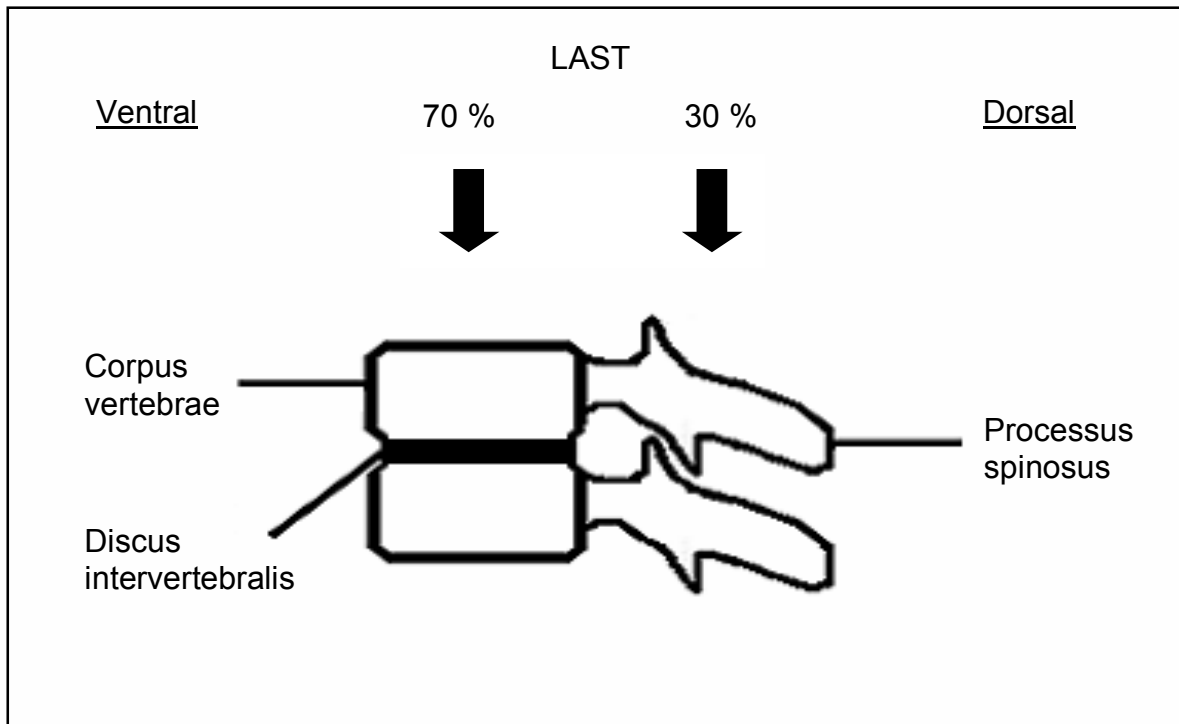


Abbildung 03: Verteilung der Last an der Wirbelsäule (Eysel 1998)

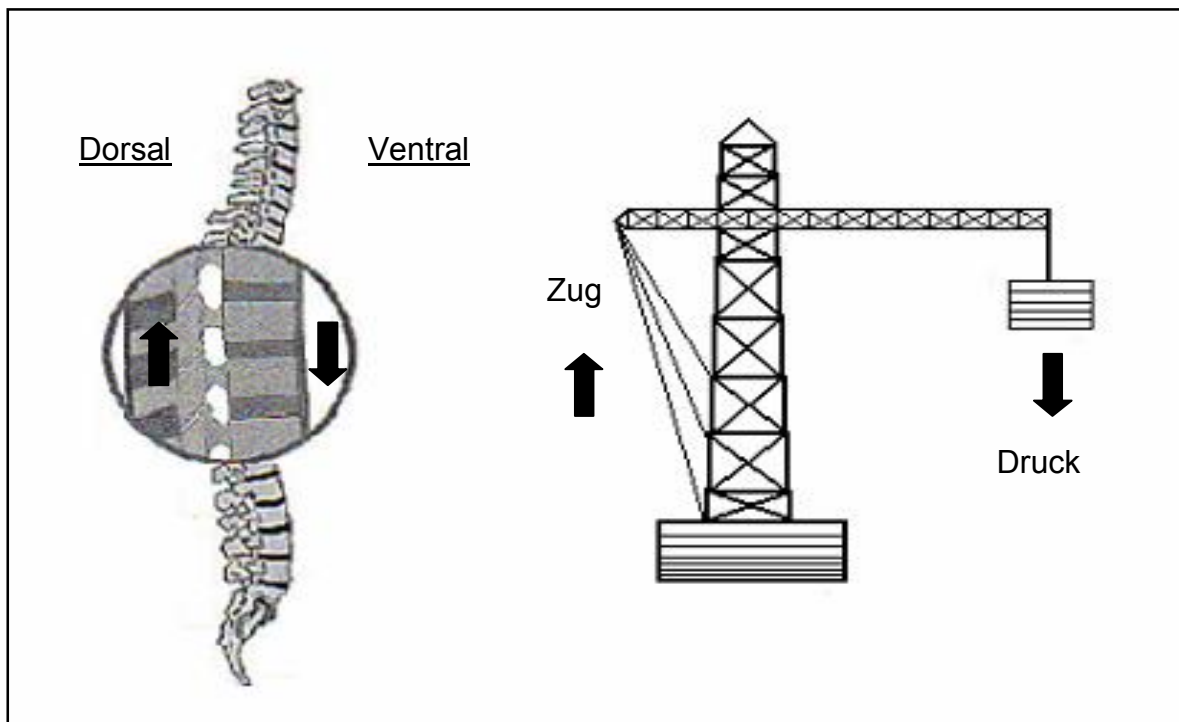


Abbildung 04: Prinzip der Lastübertragung der Wirbelsäule, veranschaulicht an einem Baukran:
 Ventral hauptsächlich Druckbelastung, dorsal hauptsächlich Zugbelastung.

1.3.2 Indikationsspektrum

Bei folgenden Krankheitsbildern kann ein ventrales, operatives Vorgehen mit der Notwendigkeit einer ventralen Instrumentation erforderlich sein, dabei besteht sowohl die Möglichkeit einer alleinigen ventralen Instrumentation als auch eines kombinierten dorsoventralen Vorgehens: Tumore/Metastasen, Skoliosen, Spondylitiden sowie degenerative Veränderungen, Instabilitäten und Frakturen.

1.3.2.1 Tumore/Metastasen

Tumore an der Wirbelsäule werden prinzipiell unterteilt in benigne, semimaligne und maligne Tumore sowie in Primärtumore und Metastasen (a: solitär, b: multilokulär). Tumore, die primär vom Knochen ausgehen, sind wesentlich seltener als Knochenmetastasen anderer Primärtumore (Mamma-, Bronchial-, Prostata-, Schilddrüsen- und Nierenkarzinome).

So richtet sich das Vorgehen bei Tumorerkrankungen der Wirbelsäule nach der Art und Dignität des Tumors, der Lokalisation und Ausdehnung sowie nach dem Allgemeinzustand des Patienten (Schulitz and Winkelmann 1988). Grundsätzlich ist in der Tumor Chirurgie eine vollständige Resektion des neoplastischen und in aller Regel biomechanisch minderwertigen Tumorgewebes anzustreben. Jedoch ist eine radikale Tumorentfernung an der Wirbelsäule aufgrund der dort befindlichen Nervenbahnen (Rückenmark und Spinalnerven) nicht möglich. Deshalb muss bei der operativen Behandlung der Wirbelsäulentumoren zwischen kurativem und palliativem Therapieziel differenziert werden. So wird eine vollständige Tumorentfernung anzustreben sein, wenn es sich um gutartige Tumore mit Stabilitätsgefährdung oder die seltenen primären Wirbelsäulentumore handelt. Bei Metastasen wird die Behandlung in Abhängigkeit von der Grunderkrankung modifiziert. Hier ist grundsätzlich ein interdisziplinärer Behandlungsansatz mit Strahlentherapie, Onkologie und den zuständigen Nachbardisziplinen notwendig. Operative Interventionen mit Dekompressionen, Stabilisierungen und Tumordebulking machen sich bei schwer beherrschbaren

Schmerzen, drohender Instabilität oder neurologischen Defiziten erforderlich (Niethard and Pfeil 2003).

1.3.2.2 Skoliosen

Die Therapie der Skoliosen hängt neben der Ätiologie wesentlich vom Alter des Patienten, dem Ausmaß der Deformität, der Progression und der noch verbliebenen Wachstumspotenz ab. Allgemeines Ziel ist es, die Progredienz aufzuhalten, bestehende Krümmungen zu korrigieren und das Korrekturergebnis zu erhalten. Skoliosen mit Krümmungen über 40° - 50° nach Cobb stellen eine Operationsindikation dar. Weitere Indikationen zur operativen Behandlung sind anhaltende starke Schmerzen, Erfolglosigkeit der konservativen Therapie, die Einschränkung der Herzlungenfunktion oder die Einschränkung der Lebensqualität (Abdolvahab-Emminger 1995).

Vereinfacht besteht die Therapie der Skoliose aus einem dreistufigem Behandlungskonzept. Bei Beginn der Skoliose (bis 20° nach Cobb) werden krankengymnastische Behandlung durchgeführt. Zwischen 20° - 40° bis 50° nach Cobb erfolgt die zusätzliche Korsettbehandlung. Skoliosen über 40° - 50° nach Cobb werden operativ therapiert (Niethard and Pfeil 2003).

Es existieren zahlreiche Operationsverfahren mit dem Ziel der Korrektur und Stabilisation der verkrümmten Wirbelsäule. Man unterscheidet ventrale komprimierende und derotierende (Cotrel-Dubousset-Hopf, Dwyer, Zielke) und rein dorsal angewandte Verfahren (Harrington, Luque, Cotrel-Dubousset). Inzwischen haben sich auch kombinierte Verfahren dorsaler Instrumentarien (Cotrel-Dubousset und Derivate) mit ventralem Release zur besseren Derotation etabliert.

Die Ventrale Derotationsspondylodese nach Zielke als flexibles Einstabsystem entspricht einer Kompressionsspondylodese und kommt, als Hauptindikation dieses Instrumentariums, bei der Skoliose zur Anwendung. Vom Operationsprinzip her erfolgt die Korrektur segmental von ventral durch Entfernung der Bandscheiben, in schweren Fällen wird ein dorsales Release vorgeschaltet.

Deformitäten in der Frontalebene werden durch Verkürzung der vorderen Säule korrigiert. Das betrifft hauptsächlich die thorakale Skoliose, welche durch den ventral verkürzenden Eingriff in eine gewünschte Kyphose überführt wird. Das "Derotator"-Instrument funktioniert physikalisch als Lordosator und führt die lumbale Deformität in der Frontalebene in die Sagittalebene über. So wird eine lumbale Kyphosierung vermieden. Durch Ausnutzung dieser biologischen Prinzipien reicht eine kurze Fusionsstrecke zur Korrektur aus. Häufig ist eine Kombination von VDS und dorsalem Verfahren (zum Beispiel Cotrel-Dubouset-Instrumentarium) sinnvoll.

1.3.2.3 Spondylitis/Spondylodiszitis

Die Therapie der Spondylitis ist abhängig vom Alter und Gesamtzustand des Patienten, der Ausdehnung des entzündlichen Befundes und der daraus resultierenden Destruktion sowie dem Befund der umgebenden Weichteile. Umschriebene Entzündungen ohne Destruktion und ohne Kompromittierung neuraler Strukturen können durch eine möglichst gezielte Antibiotikatherapie und eine Immobilisation therapiert werden (Niethard and Pfeil 2003). Ausgedehnte Destruktionen mit potentieller Instabilität, paravertebrale Abszesse, aus der Destruktion resultierende Fehlstellungen und die Kompromittierung neuraler Strukturen führen in der Regel zu einer operativen Intervention. Dann ist ein radikales Debridement erforderlich, welches aufgrund der regelhaft ventralen Lokalisation der Pathologie ein ventrales Vorgehen erfordert. Um eine Heilung zu erreichen, macht sich eine additive Spondylodese durch eine autologe Knochentransplantation erforderlich. Zur Sicherung der Ausheilung in regelrechter Stellung und nach einer gegebenenfalls erforderlichen Korrektur von Fehlstellungen ist eine zusätzliche Instrumentation erforderlich. Diese kann bei mono- oder bisegmentalen Fusionen von ventral, bei ausgedehnterem Befall von dorsal oder kombiniert erfolgen (Bradford 1986, 1994).

1.3.2.4 Degenerative Veränderungen

Da sich die Erscheinungsformen degenerativer Veränderungen und die Verschleißerscheinungen der Wirbelsäule in unterschiedlicher Form darstellen (Spondylosis deformans, Spondylarthrose, Bandscheibenprotusion oder -prolaps, spinale Stenose), ist die Indikation zur operativen Versorgung abhängig von der zugrundeliegenden Pathologie. Eine Operationsindikation liegt unter anderem bei relevanten neurologischen Ausfällen, bei einem Kaudasyndrom oder bei massiven, nach ausgeschöpfter konservativer Therapie fortbestehenden Beschwerden vor.

Die Indikation zur operativen Versorgung sollte generell kritisch gestellt werden. Indiziert ist Sie dann, wenn eine oder mehrere der oben angeführten Punkte vorliegen und sich ein operative behandelbares morphologisches Korrelat als Ursache sichern lässt (Niethard and Pfeil 2003).

1.3.2.5 Frakturen

Die Verletzungen der Wirbelsäule bei Erwachsenen haben in den letzten Jahrzehnten zugenommen. Sie machen etwa 1 % - 2 % aller Frakturen aus, wobei am häufigsten der thorakolumbale Übergang mit über 50 % dieser Frakturen betroffen ist. Grund dafür ist vor allem eine Steigerung von hochenergetischen Unfallmechanismen. So lässt sich in Deutschland die Hälfte aller Wirbelsäulenverletzungen auf Unfälle im Straßenverkehr zurückführen. Etwa 25 % entstehen durch sportliche Aktivitäten (Reiten, Skifahren, Paragliding etc.). Dazu kommen noch Stürze, Sprünge ins seichte Wasser, Haushalts- und Arbeitsunfälle sowie selten direkte Traumen (Pfählungs-, und Schussverletzungen) (Koslowski et al. 1999; Bruch and Trentz 2001; Henne-Bruns, Dürig, Kremer 2003).

Männer erleiden 2,5-mal häufiger als Frauen eine Wirbelsäulenverletzung. Eine Ausnahme stellen dabei die osteoporotisch bedingten Wirbelkörperfrakturen dar, die bei Frauen aufgrund der postmenopausalen Osteoporose und der höheren Lebenserwartung wesentlich häufiger vorkommen.

Aufgrund der komplexen Anatomie der Wirbelsäule ist das Spektrum der möglichen Verletzungen des Achsorgans relativ groß. Maßgebend für die Beurteilung dieser Verletzung an der Wirbelsäule sind die Deformität, die verbleibende Stabilität sowie eine vorliegende Rückenmarksverletzung mit begleitenden neurologischen Symptomen.

Nach Denis (Denis 1983) kann der Wirbel und sein Bandapparat in ein vorderes, mittleres und hinteres Segment eingeteilt werden (Abb. 05). Viele der heute gebräuchlichen Verletzungsklassifikationen beruhen auf der Analyse des Verletzungsausmaßes dieser drei osteoligamentären Säulen.

Hierbei ist zu erwähnen, dass das wichtigste Segment der mittlere ist. Dieses Segment entspricht der Hinterwand des Wirbelkörpers sowie dem hinterem Längsband. So lange dieses Segment intakt ist, ist die Fraktur in der Regel stabil.

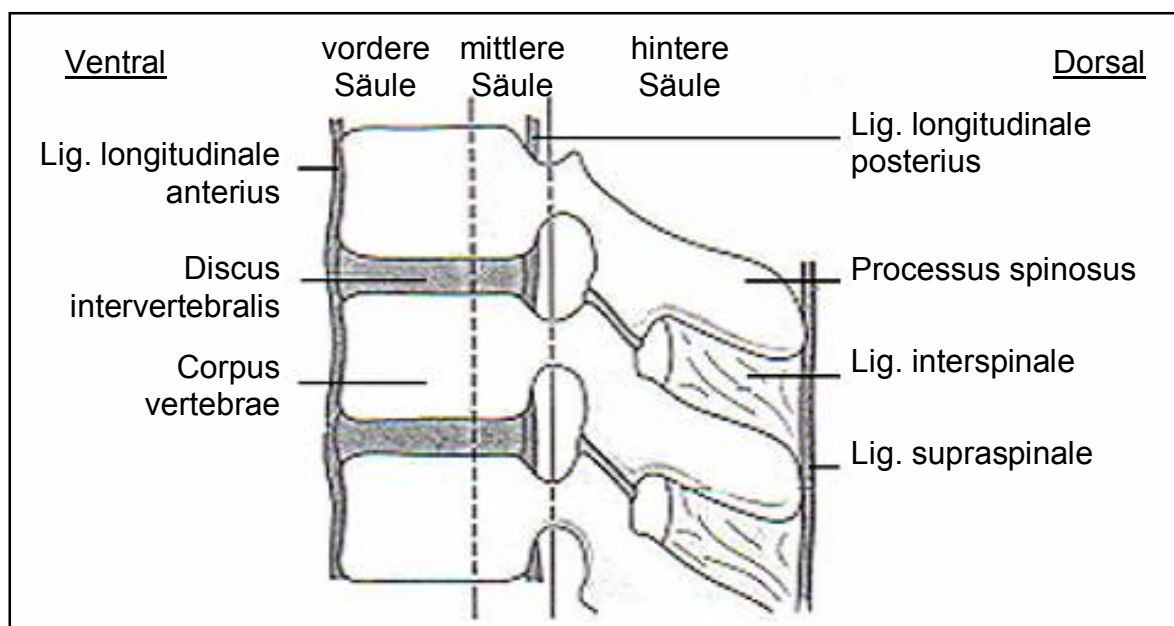


Abbildung 05: Drei-Säulen-Modell der Wirbelsäule nach Denis 1983

Für die Entscheidung zur konservativen oder operativen Therapie und für eine verlässliche Prognoseabschätzung ist die präzise Klassifikation von Wirbelsäulenverletzungen unerlässlich geworden. So muss eine sinnvolle Einteilung dem Anspruch genügen, das Spektrum möglicher Verletzungen aus charakteristischen radiologischen Befunden abzuleiten und mit einer einheitlichen Terminologie zu beschreiben. Dabei ist auf die anatomischen und biomechanischen Besonder-

heiten der zervikalen und thorakolumbalen Wirbelsäule zu achten. Die nachstehend vorgestellte Klassifikation (Magerl et al. 1994) basiert auf pathomorphologischen Befunden und berücksichtigt sowohl die verschiedenen Verletzungsmechanismen als auch wichtige prognostische Gesichtspunkte. Im Folgenden soll aus den oben genannten Gründen die Klassifikation nach Magerl und Mitarbeiter erläutert werden (Abb. 06). Magerl und Mitarbeiter unterteilten die Wirbelsäulenverletzungen nach pathomorphologischen Kriterien unter Berücksichtigung des Unfallmechanismus ein. Sie unterscheiden zwischen Typ-A Verletzungen (Wirbelkörperkompressionsverletzungen), Typ-B Verletzungen (Flexions-Distraktionsverletzungen) und Typ-C Verletzungen (Rotationsverletzungen).

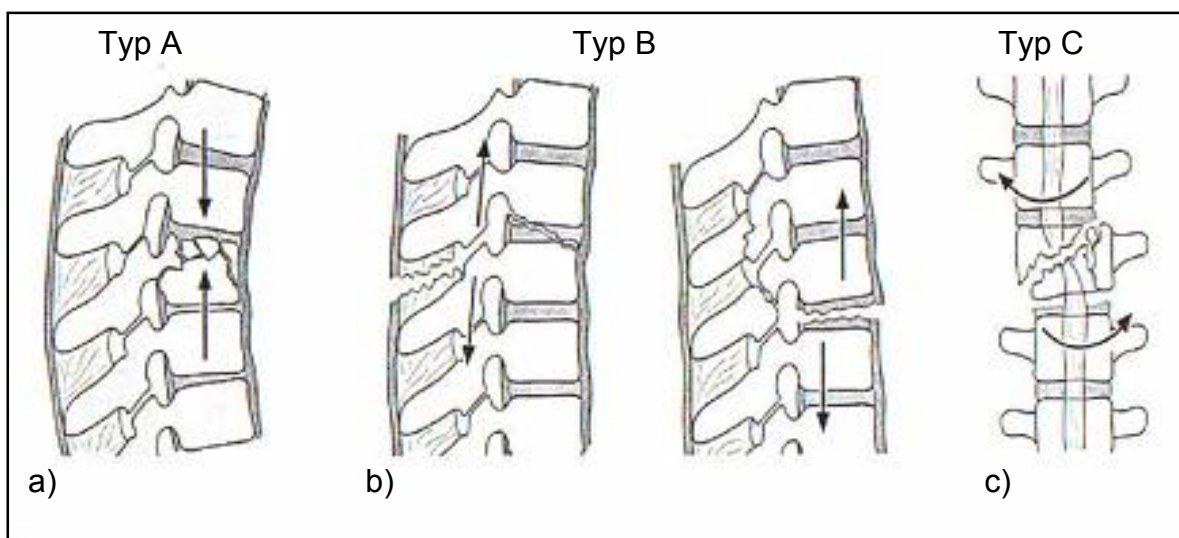


Abbildung 06: Verletzungstypen von Brust- und Lendenwirbelsäule nach Magerl et al. 1994

- a) Typ-A Wirbelkörperkompressionsverletzungen
- b) Typ-B Flexions-Distraktionsverletzungen
- c) Typ-C Rotationsverletzungen

Kompressionsfrakturen (Typ-A) entstehen durch axiale Gewalteinwirkung und betreffen die vordere Säule. Sie werden in stabile Impressions- (A1), Spalt- (A2) und Berstungsbrüche (A3) unterteilt. Distraktionsverletzungen der Wirbelsäule (Typ-B) betreffen die vorderen und hinteren Säulenelemente. Es werden ein intraartikulärer (disko-ligamentärer) Zerreißungstyp (B1), ein transossärer Typ (B2, Chance-Fraktur) und ein Hyperextensionstyp (B3) unterschieden. Die Kombination

von Kompression oder Distraction mit einem Drehmoment in der horizontalen Ebene führt zur Typ-C Verletzung, der durch Wirbelgelenksbrüche, ausgeprägte translatorische Verschiebung der Hauptfragmente und einer hohen Inzidenz von neurologischen Begleitverletzungen gekennzeichnet ist. Die Instabilität mit der Gefahr neurologischer Komplikationen sowie die Schwere der Verletzung nehmen von Typ-A nach Typ-C zu, weshalb der Frakturtyp Einfluss auf die Behandlungsstrategie hat. Die einzelnen Hauptgruppen werden in Untergruppen gegliedert (die Gliederung ist der folgenden Tabelle 01 zu entnehmen).

Typ-A Verletzung	Typ-B Verletzung	Typ-C Verletzung
A1 Impaktionsbrüche <i>A1.1 Deckplattenimpression</i> <i>A1.2 Keilbrüche</i> <i>A1.3 Wirbelkörperimpaktion</i>	B1 dorsale, überwiegend ligamentäre Zerreiung (Flexionsdistraction) <i>Unterteilung in B1.1 und B1.2</i>	C1 Typ-A Verletzung mit Rotation <i>Unterteilung in C1.1, C1.2 und C1.3</i>
A2 Spaltbrüche <i>A2.1 sagittaler Spaltbruch</i> <i>A2.2 frontaler Spaltbruch</i> <i>A2.3 Kneifzangenbruch</i>	B2 dorsale, überwiegend ossäre Zerreiung (Flexionsdistraction) <i>Unterteilung in B2.1, B2.2 und B2.3</i>	C2 Typ-B Verletzung mit Rotation <i>Unterteilung in C2.1, C2.2 und C2.3</i>
A3 Berstungsbrüche <i>A3.1 inkompletter Berstungs- bruch</i> <i>A3.2 Berstungsspaltbruch</i> <i>A3.3 kompletter Berstungs- bruch</i>	B3 ventrale Zerreiung durch die Bandscheibe (Hyperextensions- scherverletzung) <i>Unterteilung in B3.1, B3.2 und B3.3</i>	C3 Rotationsscherbrüche <i>Unterteilung in C3.1 und C3.2</i>

Tabelle 01: Frakturklassifikation nach Magerl et al. 1994

1.3.3 Indikationsspektrum der Stab- und Plattensysteme nach Herstellerangaben

In der folgenden Tabelle 02 sind die unterschiedlichen Indikationen für den Einsatz der Stab- und Plattensysteme nach den Empfehlungen der Hersteller dargestellt:

	Fraktur	Tumor	Insta- bilität	Discitis	Deformität
Anterior ISOLA Spinal System	X	X	X		X
BWM Wirbelsäulensystem	X ⁽¹⁾	X ⁽¹⁾	X ⁽¹⁾		X
CDH Universal Anterior Spinal System	X	X	X	X	X
KANEDA SR Anterior Spinal System	X	X	X		X
MADS Münster Anterior Double Rod System					X
H-Rahmensystem nach SLOT	X	X	X		X
Ventrales Fixationssystem nach SLOT	X				
TSRH Spinal System	X	X	X		X
USIS Universal Spinal Instrumentation System	X ⁽¹⁾	X ⁽¹⁾	X ⁽¹⁾		X
Ventro Fix	X	X	X	X	
AO Plate	X ⁽²⁾	X ⁽²⁾			
CASP Platte	X	X	X		
SYRACUSE I Plate	X	X	X		
LDI- Anterior Spinal System	X	X	X	X	
University Plate Titanium Anterior System	X	X	X		
Z-Plate	X	X			
⁽¹⁾ In Kombination mit dorsalen Instrumentarium					
⁽²⁾ An der Lendenwirbelsäule in Kombination mit dorsalen Instrumentarium					

Tabelle 02: Indikationsspektrum der Stab- und Plattensysteme nach Herstellerangaben

(Eysel 1998)

1.4 Operatives Verfahren

Zur operativen Versorgung der Wirbelsäulenpathologien, abhängig vom jeweiligem Befund, ist grundsätzlich zu sagen, dass diese entweder eine ventrale, dorsale oder eine kombinierte (ein- oder zweizeitige) Stabilisierung erfordern kann. Zur Realisierung der Operationsschritte stehen in der Regel zwei Wege zur Verfügung. Das dorsale Vorgehen mit vorwiegend transpedikulärer Verankerung der Instrumentarien und das ventrolaterale Vorgehen über transthorakale, transabdominelle oder retroperitoneale Zugänge mit Verankerung der Implantate in dem Wirbelkörper. Minimalinvasive endoskopische Stabilisierungsverfahren werden zunehmend durchgeführt (Rüter, Trentz, Wagner 1995).

Durch die anatomischen Gegebenheiten und die engen Nachbarschaftsbeziehungen zu Gefäßen und Nerven sowie durch den oft aufwändigen, ventralen Zugang handelt es sich bei den ventralen Verfahren um operativ anspruchsvolle Eingriffe. Dies führt zu verschiedenen, den unterschiedlichen anatomischen Regionen der ventralen Wirbelsäule angepassten Implantaten sowie zu unterschiedlichen anatomischen Zugängen. So wird ersichtlich, dass die Implantierbarkeit unterschiedlicher Instrumentarien abhängig von den anatomischen Gegebenheiten ist, weshalb sich die Technik an die anatomischen Gegebenheiten anpassen muss.

1.4.1 Der ventrale Zugang zur Instrumentation der Rumpfwirbelsäule

Die ventrale Implantatverankerung an der Halswirbelsäule und oberen Brustwirbelsäule bis Th 2 erfolgt an der Vorderfläche der Wirbelkörper in der Mittellinie. Die Implantation an der Brustwirbelsäule unterhalb Th 2 sowie an der Lendenwirbelsäule wird von lateral beziehungsweise anterolateral vorgenommen. Entsprechend erfolgt die operative Darstellung der zu instrumentierenden Region der Rumpfwirbelsäule von der Seite transthorakal, retroperitoneal oder kombiniert über eine Thorakophrenolumbotomie. Eine Ausnahme bildet die ventrale,

transperitoneale Fusion zu den untersten Segmenten der Lendenwirbelsäule, da hier ein direktes ventrales Vorgehen in der Mittellinie nach Mobilisation der großen Gefäße ebenfalls möglich ist.

Die Lagerung des Patienten erfolgt in den meisten Fällen, bei einem anterolateralen Fusionsverfahren der Rumpfwirbelsäule, in Seitenlage auf einem beweglichen Operationstisch. Das Bein auf der Zugangsseite ist im Hüftgelenk gebeugt, um den ipsilateralen Musculus psoas soweit als möglich zu entspannen. Der Tisch sollte im Scheitelpunkt der Instrumentation abgeknickt sein, um die Darstellung und Übersicht im Operationsbereich zu erleichtern. Prinzipiell ist der Zugang zur Rumpfwirbelsäule sowohl von rechts als auch von links möglich. Jedoch ergeben sich aufgrund anatomischer oder implantattechnischer Besonderheiten eine bestimmte Bevorzugung des Zuganges.

Bei nicht seitenbetonten Wirbelsäulenerkrankungen wird die Zugangsseite nach der anatomischen Höhe des betroffenen Segments bestimmt. Aufgrund der rechtsständigen Vena cava inferior, welche dünnwandig und leicht verletzlich ist, empfiehlt sich der Zugang vom achten Brust- bis zum fünften Lendenwirbel von der linken Seite. Zudem wird der Zugang von rechts durch die Leber erschwert. Die obere Brustwirbelsäule aufwärts des achten Brustwirbels, wird aufgrund des zur linken Seite ziehenden Aortenbogens von rechts instrumentiert.

Bei skoliotischen Verkrümmungen erfolgt der Zugang bei allen ventralen Instrumentationen an der Konvexseite der Krümmung. Bei kurzstreckigen Seitabweichungen im frontalen Profil im Rahmen einer traumatischen oder degenerativen Instabilität wird in der Regel die Konkavseite der Krümmung instrumentiert, da die Reposition über eine einfache Distraction erfolgen kann.

Bei Tumoren und Metastasen wird die Seite mit dem Hauptbefall als Zugangsseite empfohlen. Bei stattgehabter Voroperation und starken Vernarbungen wird der Zugang auf der kontralateralen Seite empfohlen, da dadurch Komplikationsrisiken,

bedingt durch Verwachsungen der umgebenden Strukturen, gesenkt werden können.

Bei dem transthorakalen Zugang zur Brustwirbelsäule bis Th 11 sollte über diejenige Rippe eingegangen werden, die oberhalb des am weitesten kranial liegenden Wirbels liegt, der vom Instrumentarium erfasst werden soll. Meist wird bei einer geplanten Instrumentation diejenige Rippe über die eingegangen wird reseziert. Dies hat den Vorteil, dass zum Einen genügend Platz zur Implantation vorliegt und zum Anderen autologer Knochen für die Spondylodese zur Verfügung steht. In der Regel wird die Rippe entfernt und die Pleura inzidiert. Die parietale Pleura wird über allen Wirbelkörpern, die das Instrumentarium aufnehmen sollen, abgeschoben. Die Segmentalgefäße der in die Spondylodese einbezogenen Wirbel werden unterbunden.

Die Kostotransversalgelenke müssen partiell teilweise reseziert werden, um das Implantat exakt seitlich an den Wirbelkörpern fixieren zu können. Um sich über den Verlauf des Spinalkanals zu orientieren, kann und wird dieser mit einem Dissektor oder Nervenhäkchen palpirt. Ohne die zweifelsfreie, klinische und bildgebende Orientierung über die Form und Lage des Wirbelkörpers sollte nie instrumentiert werden, da andernfalls das Risiko der Rückenmarksverletzung durch eine Schraubenfehlplatzierung in den Spinalkanal besteht.

Die Wirbelsäule unterhalb Th 9 mit dem thorako-lumbalen Übergang wird über den transpleural-retroperitonealen Zugang nach Hodgson (Hodgson and Stock 1957; Hodgson et al. 1960) beziehungsweise Riseborough (1973) dargestellt. Nach Entfernung der 9. oder 10. Rippe wird das Peritoneum von der Unterseite des Zwerchfells abgeschoben. Anschließend wird das Zwerchfell am Ansatz der 11. Rippe abgelöst, so dass die Wirbelsäule freigelegt werden kann. Der retroperitoneal-extrapleurale Zugang nach Mirbaha (1973) zum thorako-lumbalen Übergang eignet sich nur zur kurzstreckigen Exposition über ein oder zwei Segmente. Zur Instrumentation ist dieser Zugang in der Regel nicht ausreichend. Die Darstellung der Lendenwirbelsäule bis L 5 erfolgt retroperitoneal. Alternativ können die beiden untersten Segmente der Lendenwirbelsäule transabdominal dargestellt werden.

1.4.2 Minimal invasive Chirurgie an der Rumpfwirbelsäule

In dem folgenden Abschnitt soll kurz die minimal invasive Chirurgie an der Rumpfwirbelsäule vorgestellt werden. Hier sei erwähnt, dass die Technik der Instrumentation an der Rumpfwirbelsäule durch die Entwicklung minimal invasiver Operationsverfahren eine Erweiterung erfuhr. Prinzipiell kann der Zugang für die endoskopische Wirbelsäulenchirurgie transthorakal und transabdominell erfolgen. Als wesentliche Vorteile zeichnen sich hier die geringere operative Belastung und schnellere Rehabilitation des Patienten ab. Außerdem ist hier im Vergleich zu den oben genannten operativen Verfahren eine weniger invasive Methode durch Verringerung des iatrogenen Traumas gegeben. Trotzdem darf und sollte nicht übersehen werden, dass die Techniken der minimal invasiven Chirurgie lange Trainingszeiten, hohen apparativen und zeitlichen Aufwand erfordern und nicht für alle Pathologien geeignet sind.

Hier einige Beispiele für die Indikationen und Möglichkeiten thorakoskopischer Eingriffe (Hertlein et al. 1995; Mack et al. 1995; McAfee et al. 1995; Dickmann et al. 1996; Parker et al. 1996; Regan and Guyer 1997):

- Skoliose: Halswirbelresektion, interkorporelle Spondylodese
- Kyphose: Interkorporelle Spondylodese, ventrales „Release“
- Spondylodiscitis: Biopsie, Abszessdrainage
- Tumoren: Biopsie, Defektauffüllung
- Bandscheibenvorfall: Diskektomie
- Fraktur: Diskektomie, spinale Dekompression, Instrumentation

1.4.3 Komplikationen

1.4.3.1 Zugangsbedingte Komplikationen

Untersuchungen über Komplikationen der ventralen Rumpfwirbelsäulenfusionen stammen von Facizewski und Mitarbeiter (1995). So ergab sich bei ca. 1223 Operationen eine zugangsbedingte Komplikationsrate von 11,5 %. Todesfälle

traten in 0,3 %, Paraplegien in 0,2 % und tiefe Infektionen in 0,6 % der Fälle auf. Das Komplikationsrisiko steigt bei Patienten mit einem Alter von über 60 Jahren, bei Frauen und bei multiplen Vorerkrankungen signifikant an. Auch wurde von Spivak und Mitarbeiter (1994) beobachtet, dass bei 91 dorsoventralen Fusionen ein signifikanter Anstieg der Komplikationsrate bei der Thorakophrenolumbotomie sowie bei zweizeitigen Operationen - im Vergleich zu einzeitigen Operationen - zu verzeichnen war. Ebenso steigt das Risiko bei bereits voroperierten Patienten im Vergleich zu einem Ersteingriff. Die häufigste neurologische Komplikation stellt bei dem ventralen Zugang zur Brustwirbelsäule mit bis zu 10 % der Fälle das Postthorakotomiesyndrom dar, welches durch narbige Irritationen eines Interkostalnervs verursacht wird.

Hingegen ist die häufigste neurologische Komplikation im Bereich der Lendenwirbelsäule eine Läsion des Plexus lumbalis. Weitere neurologische Komplikationen, die zu erwähnen sind, sind Verletzungen einzelner Nervenwurzeln (Kaneda 1991) oder vegetativer Fasern des sympathischen Grenzstranges, retrograde Ejakulation und Sterilität durch Irritationen des Plexus hypogastricus (Harmon 1964; Johnson and McGuire 1981; Flynn and Price 1984). Bei einer Exposition der Brustwirbelsäule kranial Th 3 kann es zu einer Läsion des Ganglion stellatum mit darausfolgendem Horner-Syndrom kommen. Weitere Komplikationen sind direkte Verletzungen des Ureters oder postoperative narbige Strikturen.

1.4.3.2 Implantatbedingte Komplikationen

Einer der größten Gefahren der ventralen Instrumentation besteht in der sekundären Gefäßarrosion bedingt durch einen Kontakt des Implantates zu großen Arterien oder Venen mit den darausfolgenden Komplikationen wie Blutungen, Thrombosen (Allen and Bridwell 1991), arterio-venöse Fisteln (Schuler et al. 1983), Gefäßrupturen (Dunn 1984) und Aneurysmata (Cotler and Star 1990). Nicht zu vergessen sind in diesem Zusammenhang die Fehlplatzierung, die Lockerung des Implantates und hervorgerufene Allergien durch die eingesetzten Implantate. Um das Risiko der allergischen Reaktion zu mindern, werden heutzutage im Wesentlichen Titanimplantate verwendet.

1.4.4 Vor- und Nachteile des ventralen Zugangs

Der größte Teil der pathologischen Wirbelsäulenveränderung findet sich im ventralen Abschnitt. Der Verankerungspunkt des Instrumentariums liegt näher am Zentrum der Wirbelsäule als die dorsal verankerten Implantate. Es herrscht eine bessere Voraussetzung für dauerhafte knöcherne Fusion durch die gute Durchblutung im Wirbelkörperspongiosa Bereich. Die operationstechnische Anforderung ist hoch. Verletzungen lebenswichtiger Organe und Gefäße sind möglich. Bei bestimmten Risikogruppen (Polytrauma, verminderter allgemein Zustand) ist das unvermeidbare Operationstrauma häufig als zu hoch einzuschätzen.

1.5 Ziel der Studie

Ziel dieser Arbeit ist die Prüfung verschiedener Positionierung eines anterioren Doppelschraubensystems auf Biegung und Scherung anhand der Verwendung von Modellwirbelkörpern mit und ohne Kortikalis, die der Fragestellung der optimalen Schraubenpositionierung für eine bestmögliche Verankerung im Wirbelkörper ventral am Knochenmodell nachgehen soll.

Es wurden zwei in einer Basisplatte verankerte Schrauben getestet, um eine Doppelschraubenfixation eines anterolateralen Implantates nachzuempfinden. Hierdurch soll ein Beitrag zur Ermittlung der Verbesserung der Stabilität ventraler Implantatsysteme durch eine optimale Positionierung der Schrauben erzielt werden. Die vorliegende Untersuchung soll die Schraubenpositionierung von drei Positionierungsvarianten evaluieren, die eine Migration bei Belastung auf Biegung und Durchscheren minimiert sowie die Haltekraft maximiert.

Die Schrauben wurden einerseits auf Biegebelastung getestet, andererseits erfolgte die Prüfung mit demselben Implantat auf Durchscheren. Alle Tests wurden einerseits für ein Wirbelkörpermodell mit Kortikalis sowie für ein homogenes Wirbelkörpermodell ohne Kortikalis durchgeführt.

2 Material und Methoden

Die vorliegende Untersuchung wurde an der Robert-Mathys-Stiftung, in Bettlach (Schweiz) durchgeführt. Die Testeinrichtung entsprach einer Testung auf einer standardisierten Prüfmaschine mit einfachen Testaufbauten, angenähert an die Bestimmungen der Association for Standard Testing Material (nachfolgend „ASTM“) F1717 und der International Organization for Standardization (nachfolgend „ISO“) 12189.

2.1 Modellwirbelkörper

In diesen Versuchsreihen wurde ein Knochenmodell eingesetzt, um in-vitro optimale Voraussetzungen für reproduzierbare Untersuchungen zu schaffen, da die in-vivo Knochenstruktur und -dichte im Bereich eines menschlichen Wirbelkörpers individuellen und interindividuellen Schwankungen unterliegt und somit sehr variabel ist. Diese Untersuchung an einem Modellwirbelkörper ist zur ersten Abschätzung des mechanischen Durchschneideverhaltens der unterschiedlichen Schraubentriangulierungen geeignet. Als Knochenersatzmaterial zur möglichst realitätsnahen Nachbildung bezüglich der Dichte und der Festigkeitsstärke (Kompressionsstärke) eines osteoporotischen und nicht-osteoporotischen Wirbelkörpers diente ein Polyurethanschaum nach den Bestimmungen der ASTM.

Für den Modellwirbelkörper wurde der feste PUR-Struktur-Schaum der Firma General Plastics Manufacturing Company (Tacoma, USA) verwendet. Folgende Materialien wurden hierfür benutzt: Der Polyurethanschaum (nachfolgend „PUR FR 6708“) stellt den spongiösen Zustand der Wirbelsäule dar und den kortikalen Zustand der Wirbelsäule stellt der Polyurethanschaum (nachfolgend „PUR FR 6740“, Dicke = 1,5 mm) dar. In der folgenden Tabelle 03 sind die Materialdaten wie Dichte, Festigkeit und Elastizitätsmodul auf Druck- und

Zugbelastung für die verwendeten Stoffe PUR FR 6708 (Spongiosa) und PUR FR 6740 (Kortikalis) dargestellt.

Last-A-Foam	Dichte		Festigkeit		Elastizität	
	(lbs/ft ³)	(g/cm ³)	Strength (Mpa)	Modulus (Mpa)	Strength (Mpa)	Modulus (Mpa)
FR 6708 (spongiosa)	8	0,13	1,7	54,3	1,8	48,2
FR 7640 (kortikalis)	40	0,64	36,5	942	16,2	1191,2

Tabelle 03: Materialkenndaten wie Dichte, Festigkeit und Elastizitätsmodul auf Druck- sowie Zugbelastung

Die anteriore Seite des Modellwirbelkörpers wurde an die Krümmung der Basisplatte angepasst, so dass diese kongruent aufliegt (Abb. 07). Bei den Modellwirbelkörpern mit Kortikalis wurde der 1K-PUR Holzklebstoff auf Polyurethan-Basis verwendet, um die Kortikalis mit dem Spongiosamaterial zu verkleben (Forbo-CTU AG, CH-5210 Schönenwerd).

Alle Tests wurden einerseits für einen Modellwirbelkörper mit Kortikalis (auflaminierte härtere Polyurethan-Schicht auf der radialen Stirnfläche mit Dicke 1,5 mm, PUR FR 6740) sowie andererseits für einen homogenen Modellwirbelkörper ohne Kortikalis (PUR FR 6708) durchgeführt.

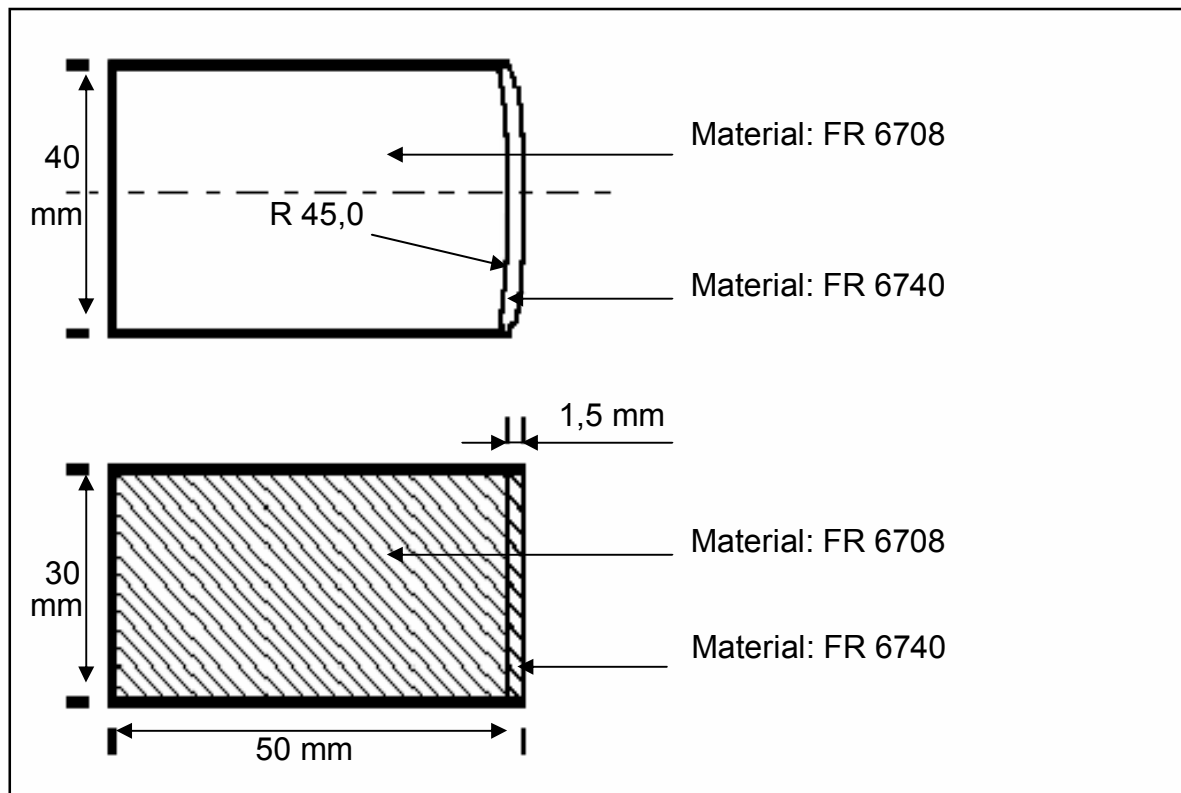


Abbildung 07: Modellwirbelkörper: Folgende Materialien wurden hierfür verwendet:

- FR 6708: spongiöser Teil des Modellwirbelkörpers
- FR 6740: Kortikalis, Dicke = 1,5 mm

2.2 Verwendete Schrauben und Basisplatten

Verwendet wurden für die anteriore Verankerung pro Modellwirbelkörper zwei winkelstabile Synthes-LCP Kopfverriegelungsschrauben (TiAl6Nb7) mit einem Gewindeaußendurchmesser von 0,5 mm. Folgende Ausführungen wurden hierbei getestet:

- Variante A: zwei Schrauben unterschiedlicher Länge zueinander laufend (konvergierend)
- Variante B: zwei Schrauben gleicher Länge windschief gekreuzt
- Variante C: zwei Schrauben unterschiedlicher Länge parallel zueinander angeordnet

Die Summe beider Schraubenlänge war unter den verschiedenen Varianten identisch. Bei anterolateraler Positionierung der Basisplatte ist die Schraube 1 gegen posterior positioniert.

2.2.1 Prinzip und Vorteile der Locking Compression Plate- Technik (nachfolgend „LC-Platte“)

Die verwendete Schrauben-Platten-Kombination entspricht dem Prinzip der LC-Platte. Die LC-Platte vereint zwei Verankerungsmethoden in einem Implantat: Einerseits die Kompressions-Plattenosteosynthese mit den Vorteilen der anatomischen Reposition, der größeren Primärstabilität und den Einbezug des Knochens zur Stabilisierung und andererseits die Winkelstabilität über Kopfverriegelungsschrauben für gelenksnahe Frakturen speziell beim porotischem Knochen. Das Kombinationsloch der LC-Platte erlaubt eine Anwendung von Kompressions-schrauben oder von Kopfverriegelungsschrauben sowie eine Kombination dieser beiden Verankerungselemente.

Die Plattenverankerung über die Kopfverriegelungsschrauben entspricht dem Prinzip des externen Fixateurs, nur dass die Platte entsprechend dem Längsträger knochennahe zu liegen kommt. So wird die Fraktur wie mit einem internen Fixateur überbrückt und die Verankerung der Platte erfolgt über Kopfverriegelungsschrauben, die sich ohne axiale Kraft über das Gewinde mit der Platte verbinden. Die winkel- und axialstabile Verankerung der Kopfverriegelungsschraube im Gewindeanteil des Kombinationsloches ermöglicht eine Kraftübertragung vom Knochen über die Schraube auf die Platte, ohne dass diese Kontakt mit der Knochenoberfläche benötigt.

Im Folgenden sieht man die Kraftübertragung an der LC-Platte bei der Kompressionsschraube (Abb. 08) und der Kopfverriegelungsschraube (Abb. 09).

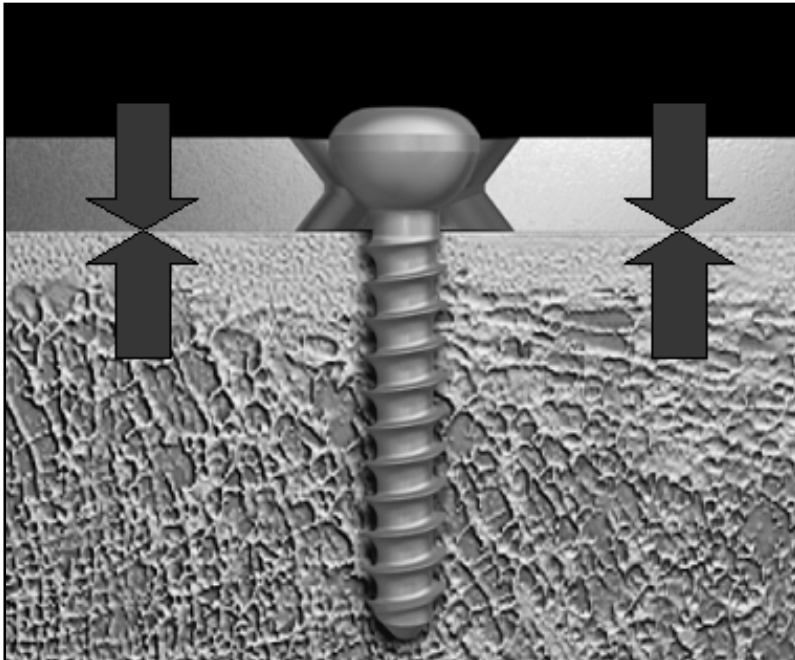


Abbildung 08: Kompressionsschraube: Kraftübertragung durch Platten-Knochen Reibung

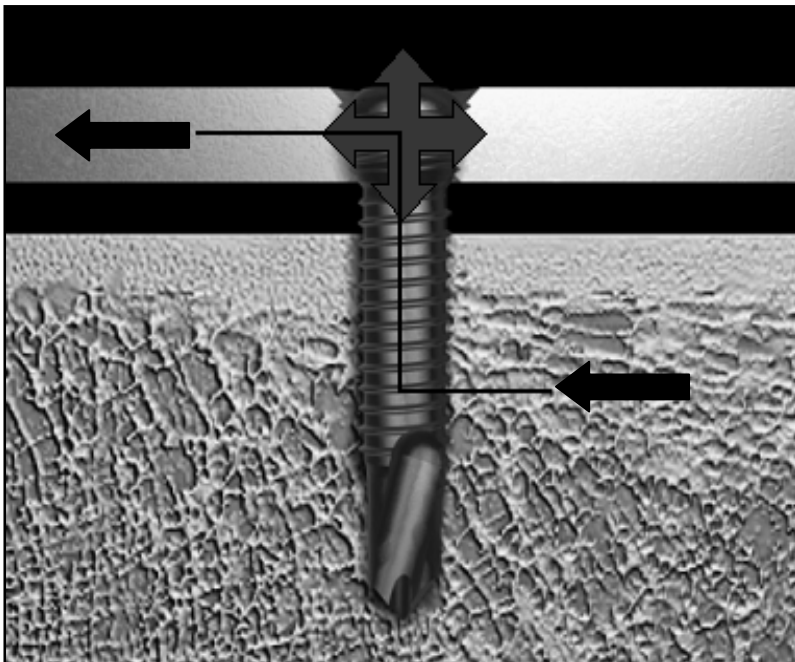


Abbildung 09: Kopfverriegelungsschraube: Kraftübertragung über winkelstabile Schraube

2.2.2 Die verschiedenen Schraubenanordnungen mit unterschiedlichen Triangulierungen

2.2.2.1 Variante A: gegenlaufend

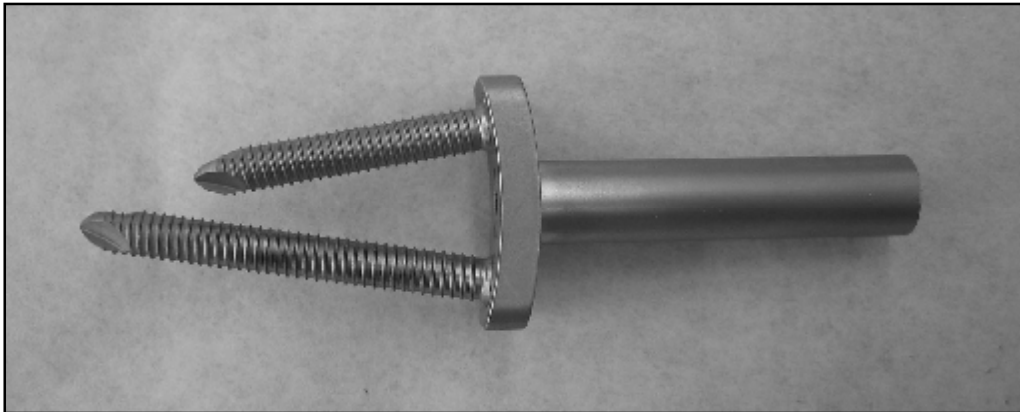


Abbildung 10: Schrauben und Basisplatte: Variante A, gegenlaufend

Basisplatte	: 15x26x4
Schraubentriangulierung	: 2x9°
Schraube 1(*)	: L=46 mm
Schraube 2	: L=34 mm
Basisplatte ohne Spikes,	
Zch. Nr.	: 23000560-1

2.2.2.2 Variante B: gekreuzt

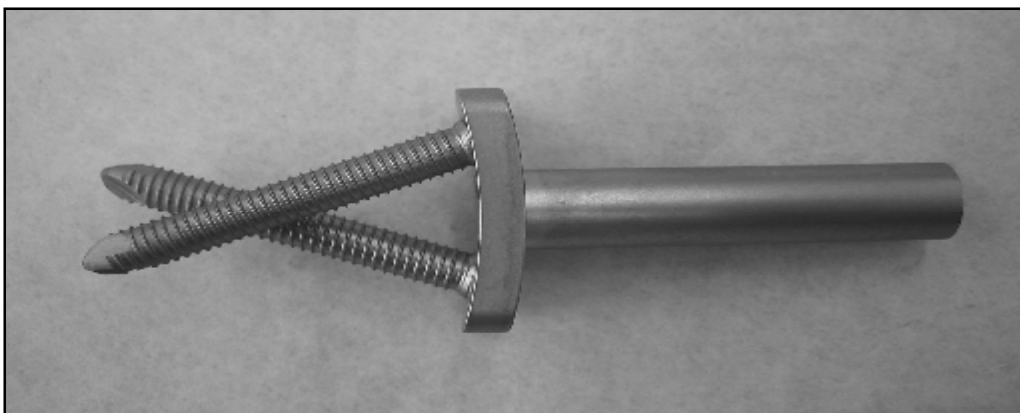


Abbildung 11: Schrauben und Basisplatte: Variante B, gekreuzt

Basisplatte : 20x26x4
Schraubentriangulierung : 2x20°
Schraube 1(*) : L=40 mm
Schraube 2 : L=40 mm
Basisplatte ohne Spikes,
Zch. Nr. : 23000560-2

2.2.2.3 Variante C: parallel

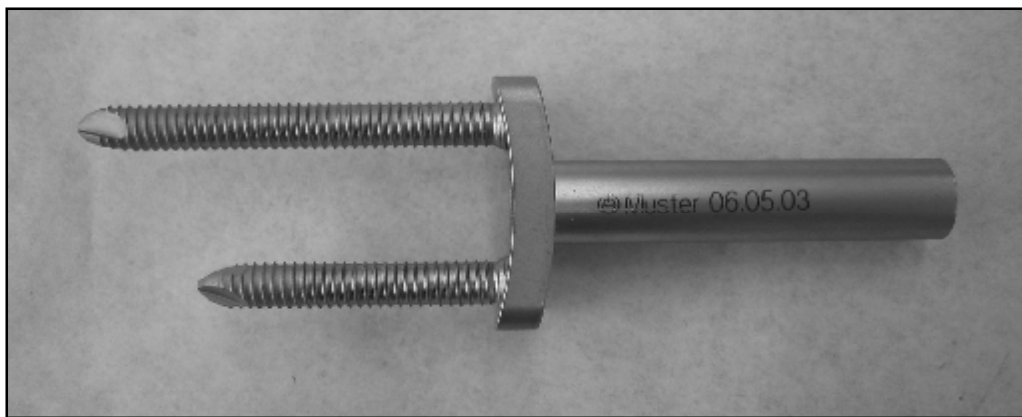


Abbildung 12: Schrauben und Basisplatte: Variante C, parallel

Basisplatte : 15x26x4
Schraubentriangulierung : 0°
Schraube 1(*) : L=46 mm
Schraube 2 : L=34 mm
Basisplatte ohne Spikes,
Zch. Nr. : 23000560-3

(*) Die Schraube 1 ist, bei anterolateraler Positionierung der Basisplatte, gegen posterior positioniert.

2.3 Einbau/Implantation

Die Platte wird auf der radialen Seite des Modellwirbelkörpers zentral mit Hilfe der entsprechenden Kopfverriegelungsschrauben verankert. Die selbstschneidenden Schrauben werden über die LC-Platten Zielvorrichtung mit einem Durchmesser von 4,3 mm vorgebohrt. Das Anzugsmoment für die Kopfverriegelungsschraube beträgt 4 - 4,3 Nm (Drehmomentschlüssel Art. Nr. 324.052).

Dadurch, dass den Basisplatten die Spikes entfernt wurden, um die Messergebnisse nicht zu beeinflussen, musste die Basisplatte auf dem Modellwirbelkörper während des Einbaus der ersten Schraube mit Hilfe einer Manschette fixiert werden.

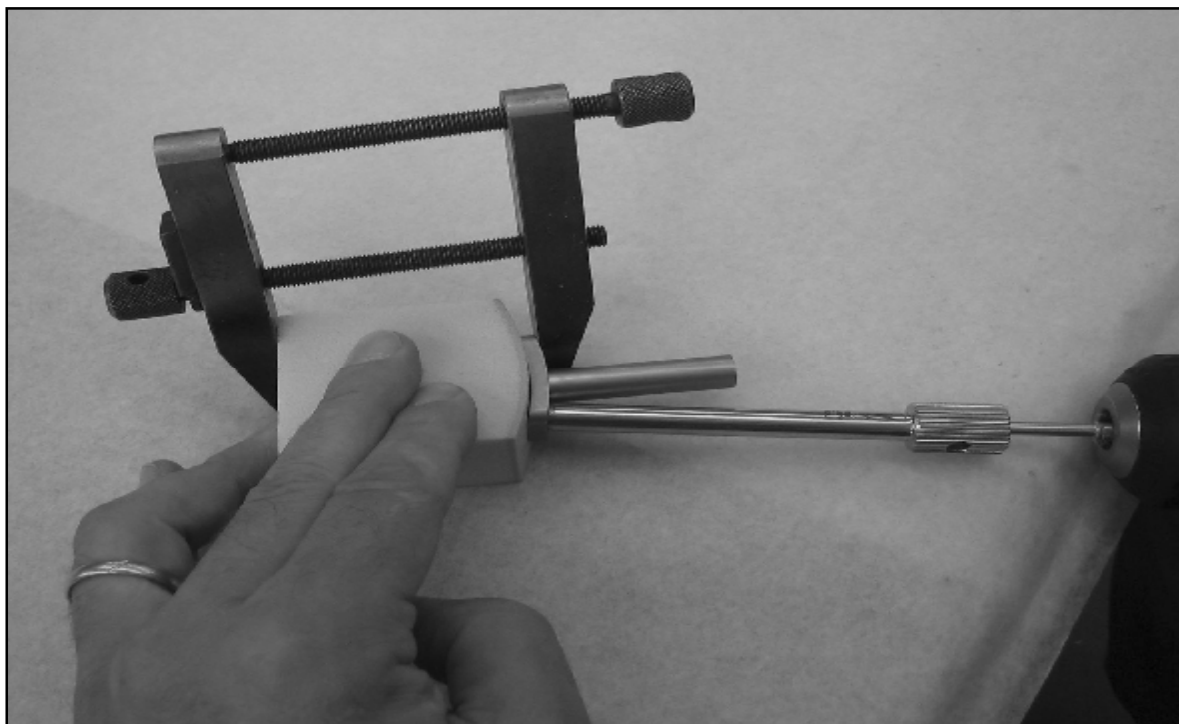


Abbildung 13: Einbau der Schraube mit Vorbohren

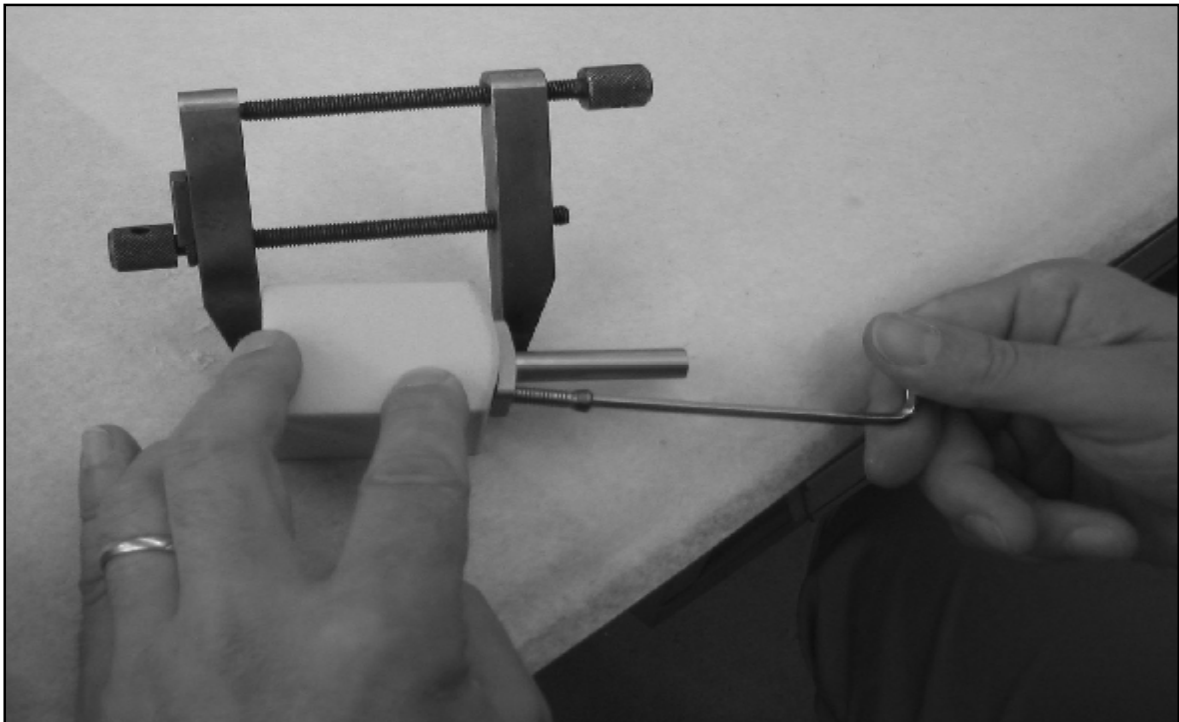


Abbildung 14: Anschließende Anziehung der selbstschneidenden Schrauben mit begrenztem Auszugsmoment

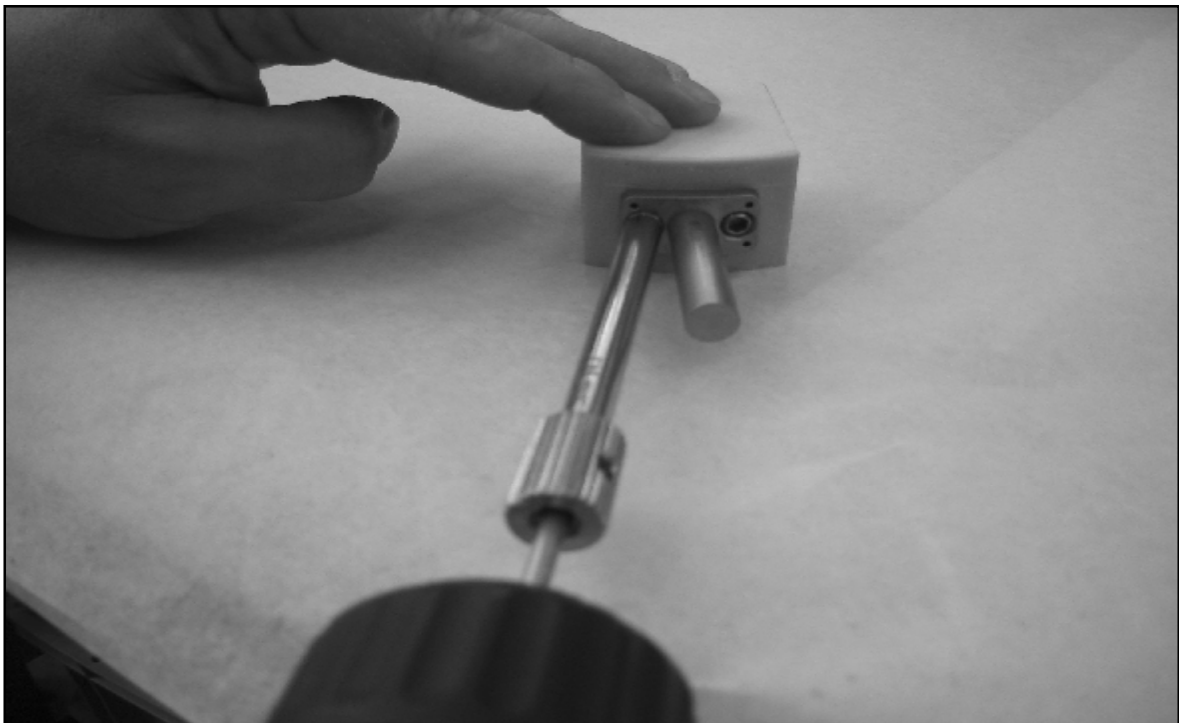


Abbildung 15: Erneute Vorbohrung für das Setzen der zweiten Schraube

In den folgenden Abbildungen (Abb. 16 bis 18) sind die unterschiedlichen Schraubenanordnungen im Modellwirbelkörper zu sehen. Die Vorbohrungen werden überall durchgehend im Modellwirbelkörper eingebracht.

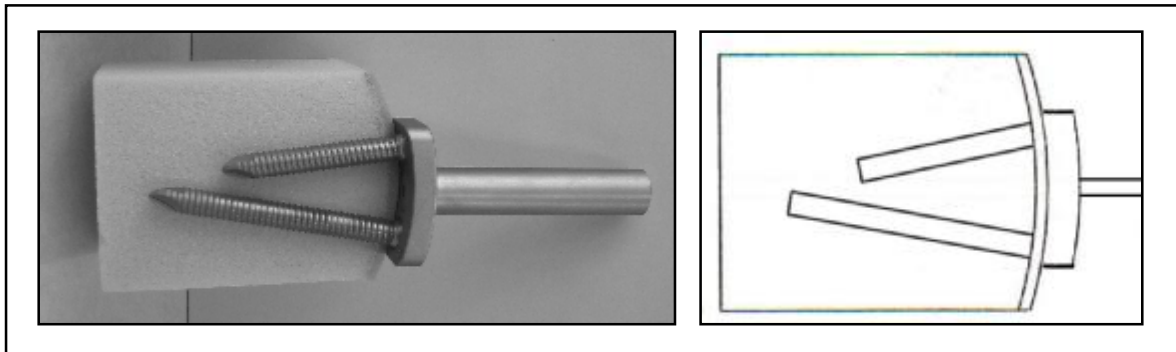


Abbildung 16: Schraubenanordnung im Modellwirbelkörper: Variante A, gegenlaufend

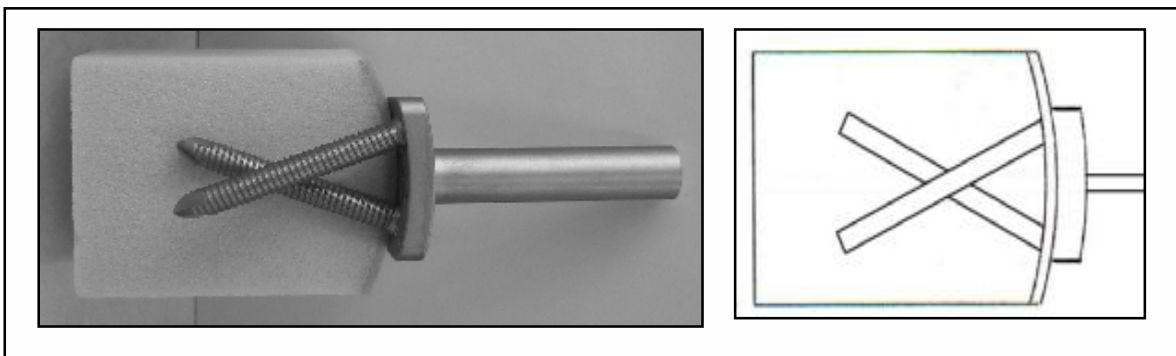


Abbildung 17: Schraubenanordnung im Modellwirbelkörper: Variante B, gekreuzt

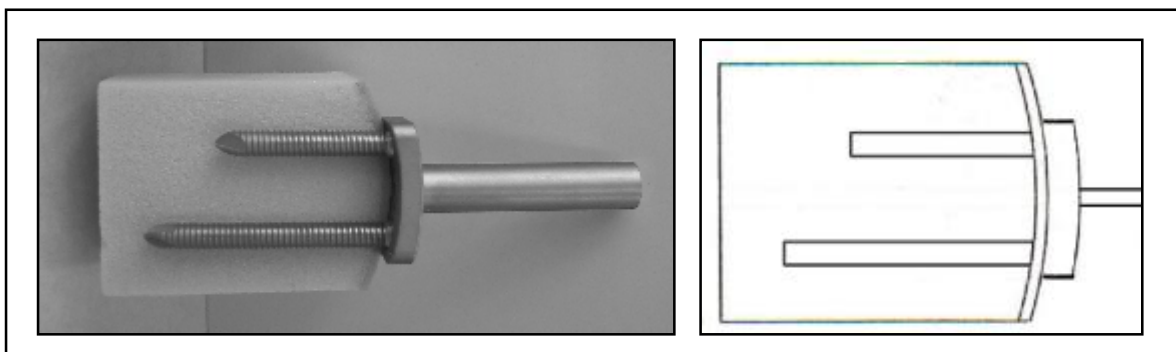


Abbildung 18: Schraubenanordnung im Modellwirbelkörper: Variante C, parallel

2.4 Mechanische Testung

2.4.1 Zwick Universalprüfmaschine 1475

Die mechanische Testung der unterschiedlichen Schraubenanordnungen werden an der Universalprüfmaschine 1475 (nachfolgend „UPM 1475“) vorgenommen. Die Messdatenerfassung von der Messdose erfolgte mit der Software TestExpert Version 9.0, die auch von Zwick Roell vertrieben wird und zu den Zugprüfmaschinen mitgeliefert werden. Im Folgenden werden die technischen Daten, die Belastungsarten sowie die Vorzüge der Zwick Universalprüfmaschine 1475 zusammenfassend dargestellt.

2.4.1.1 Technische Daten

- Kraftbereich : F max. = 100 kN
- Traversengeschwindigkeit : V = 0,005..1000 mm/min
- Prüftemperaturen : RT..800 C°
- Probeneinspannung : mechanisch

2.4.1.2 Belastungsart

- Druck
- Zug
- Biegung

2.4.1.3 Vorzüge

- Gute Eignung für Serienprüfung
- Rechnergesteuerte Versuchsdurchführung und -Auswertung, inklusive Versuchsstatistik
- Feindehnungsmessung mittels Langwegaufnehmern

2.4.2 Mechanische Testung auf Biegung und Scherung

Entsprechend dem physiologischen Fall wurden die Schrauben-Konstrukte auf die Hauptbelastungsrichtung – der Biegebelastung sowie der Scherbelastung – geprüft. Für jede Schraubenanordnung wurden jeweils $n = 3$ Messungen durchgeführt und daraus die Mittelwerte bestimmt.

2.4.2.1 Beanspruchung auf Biegung

Der Hebelarm hat eine Länge von 30 mm. Die Kraft der Prüfmaschine Zwick UPM 1475 wird von einer Keramik-Kugel auf einen Polyethylen-Block übertragen. Der Polyethylen-Block wiederum nimmt aufgrund geringerer Reibung auf der Stahl-Platte keine Scherkräfte auf, wodurch bei kleinen Deformationswinkeln eine annähernd reine Querkraftkomponente eingeleitet wird.

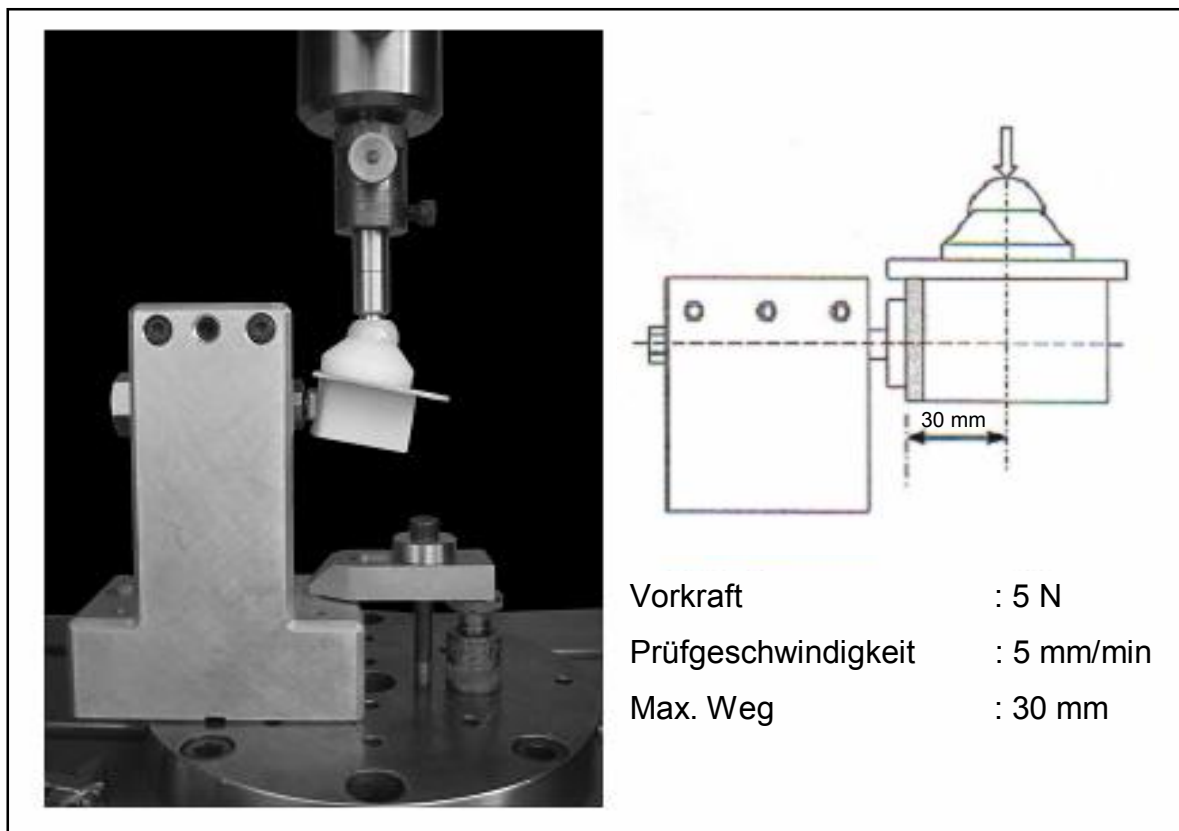


Abbildung 19: Beanspruchung auf Biegung (links), Test-Parameter für die Biegebelastung (rechts)

2.4.2.2 Beanspruchung auf Durchscheren

Der Druckstempel der Zug-Druckprüfmaschine fixiert das Schraubenkonstrukt in horizontaler Richtung, damit ein reines Durchscheren simuliert werden kann. Der Modellwirbelkörper ist gegen Abkippen gesichert.

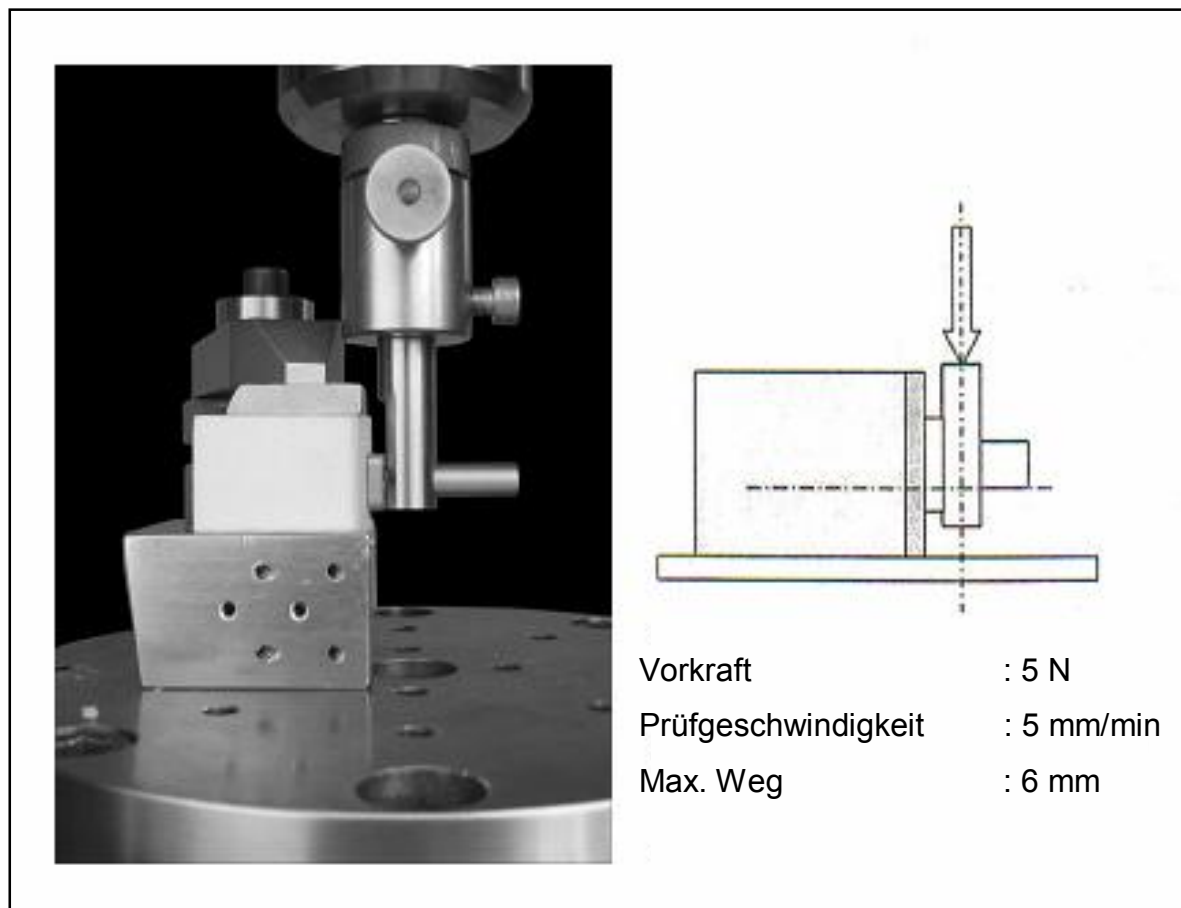


Abbildung 20: Beanspruchung auf Durchscheren (links), Test-Parameter für das Durchscheren (rechts)

3 Ergebnisse

3.1 Modellwirbelkörper ohne Kortikalis

3.1.1 Biegebelastung

Es zeigt sich eine initial, linear ansteigende Kurve mit zunehmender Abflachung ab einem Weg von 3 mm. Die gekreuzte Version liegt vom Kraftaufwand her ab 3 mm Deformation tendenziell leicht unter den anderen beiden Designs.

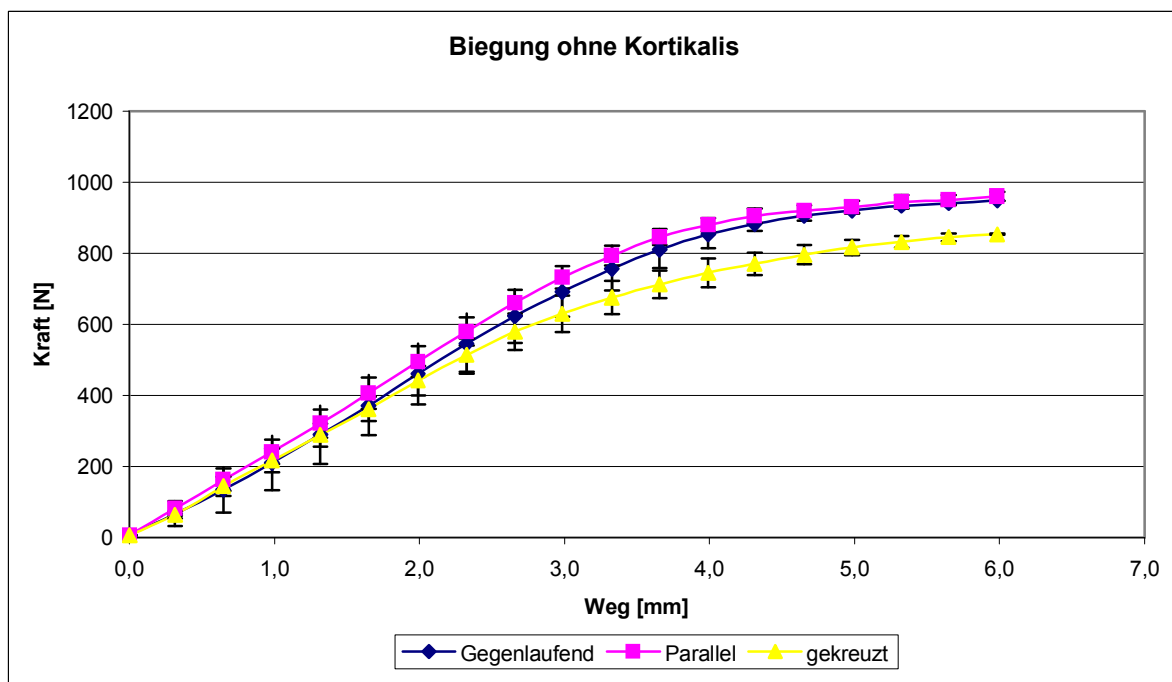


Abbildung 21: Kurven für Biegebelastung, Modellwirbelkörper ohne Kortikalis

3.1.2 Scherbelastung

Die leicht tieferen Werte für die gekreuzte Version sieht man auch bei der Scherbelastung, wobei dieser Festigkeitsverlust im Gegensatz zu der parallelen und gegenlaufenden Anordnung erst gegen Ende der Kurve (zwischen 4 - 6 mm) auftritt und nur bei etwa 10 % liegt. Zwischen „gegenlaufend“ und „gekreuzt“ sind keine signifikanten Unterschiede ersichtlich.

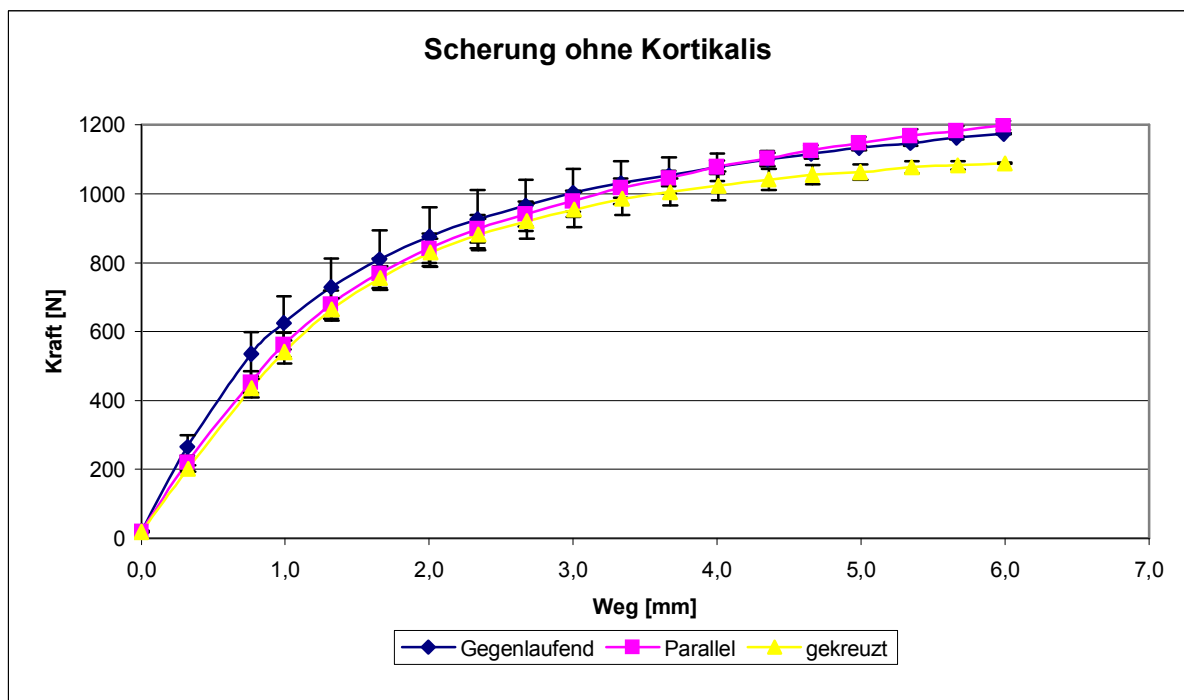


Abbildung 22: Kurven für Scherbelastung, Modellwirbelkörper ohne Kortikalis

3.2 Modellwirbelkörper mit Kortikalis

3.2.1 Biegebelastung

Es zeigt sich ein linearer Anstieg der Kurve bis zum maximalen Weg von 6 mm. Der Übergang von elastischer zu plastischer Deformation ist im Diagramm nicht sichtbar. Diese äußert sich erst nach Ausbau der Schrauben, wobei eine plastische Deformation im Material sichtbar ist. Es ist aus dem Diagramm kein Anhaltspunkt ersichtlich, der auf Versagen hindeutet.

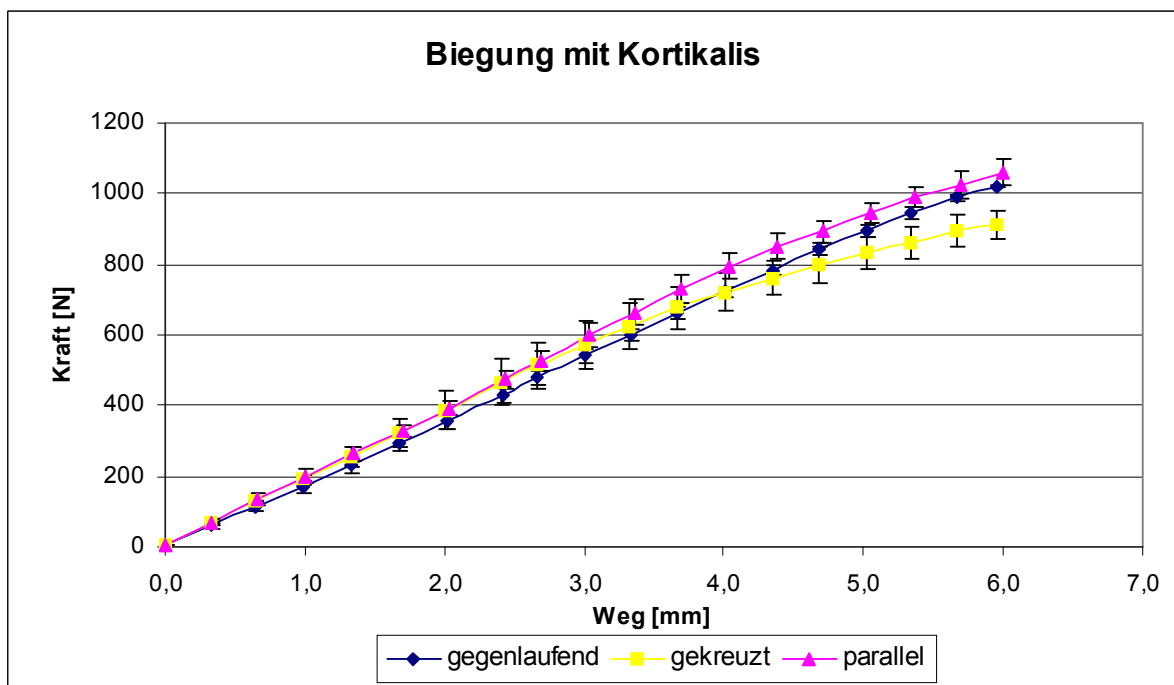


Abbildung 23: Kurven für Biegebelastung, Modellwirbelkörper mit Kortikalis

3.2.2 Scherbelastung

Bei Beanspruchung auf Scherung zeigt sich ein frühes Auftreten einer Nichtlinearität, das sich in einer Abflachung der Kurve äußert (ähnlich dem Verhalten beim Knochenmodell ohne Kortikalis). Es bildet sich eine horizontal verlaufende Kurve für alle drei Designs aus. Keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf den Kraft-Weg-Verlauf.

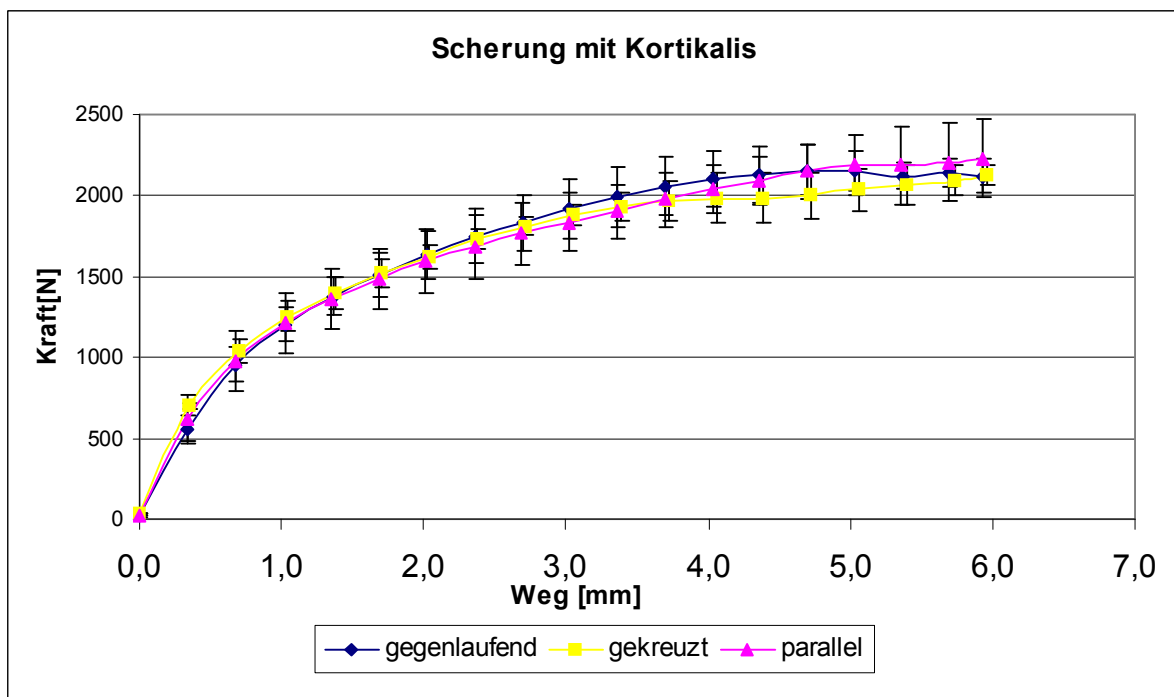


Abbildung 24: Kurven für Scherbelastung, Modellwirbelkörper mit Kortikalis

3.3 Vergleich mit/ohne Kortikalis

3.3.1 Biegebelastung

Beim Vergleich mit und ohne Kortikalis bei Biegebelastung zeigten sich bei der parallelen sowie der gegenlaufenden Schraubenanordnung leicht höhere Steifigkeiten und Kräfte bis zu einem Weg von ~ 4 mm.

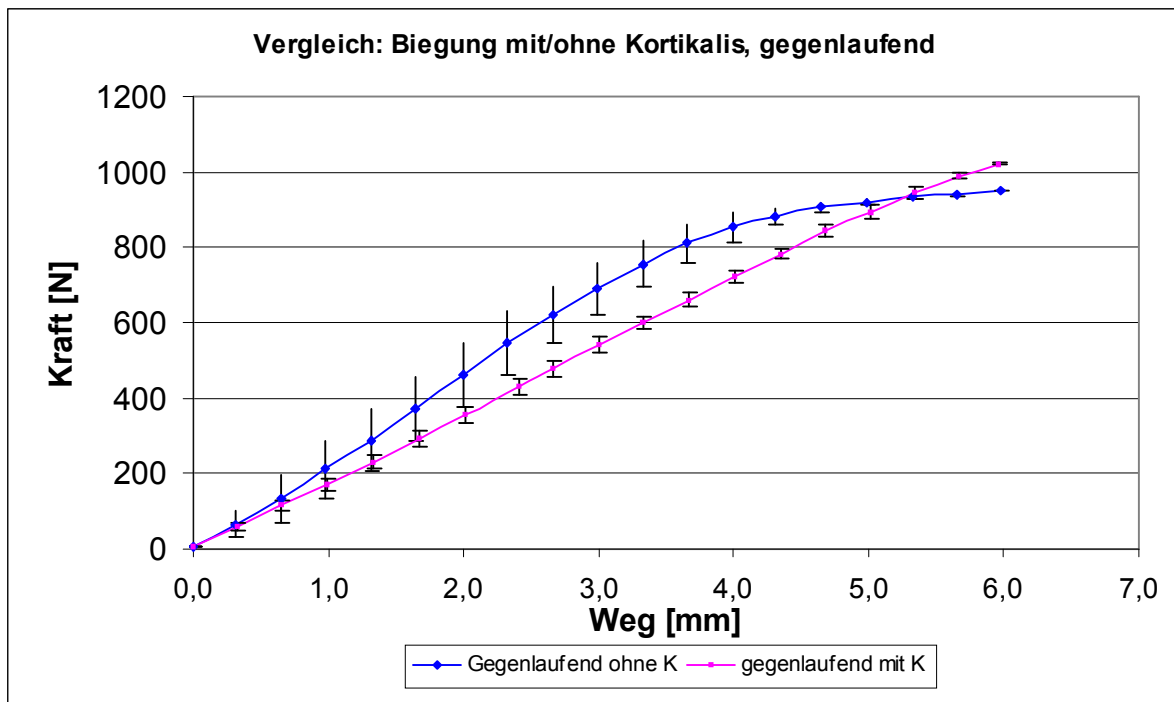


Abbildung 25: Kraft-Weg-Graphiken unter Biegebelastung für die Variante A (gegenlaufend)

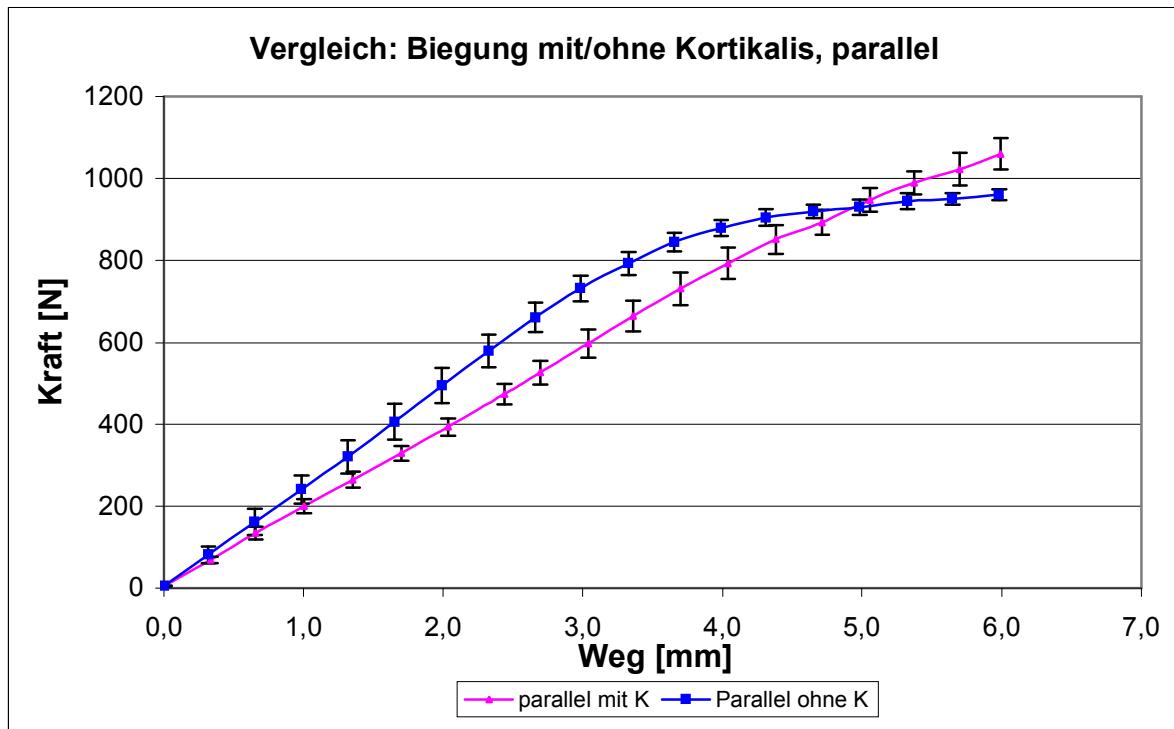


Abbildung 26: Kraft-Weg-Graphiken unter Biegebelastung für die Variante B (gekreuzt)

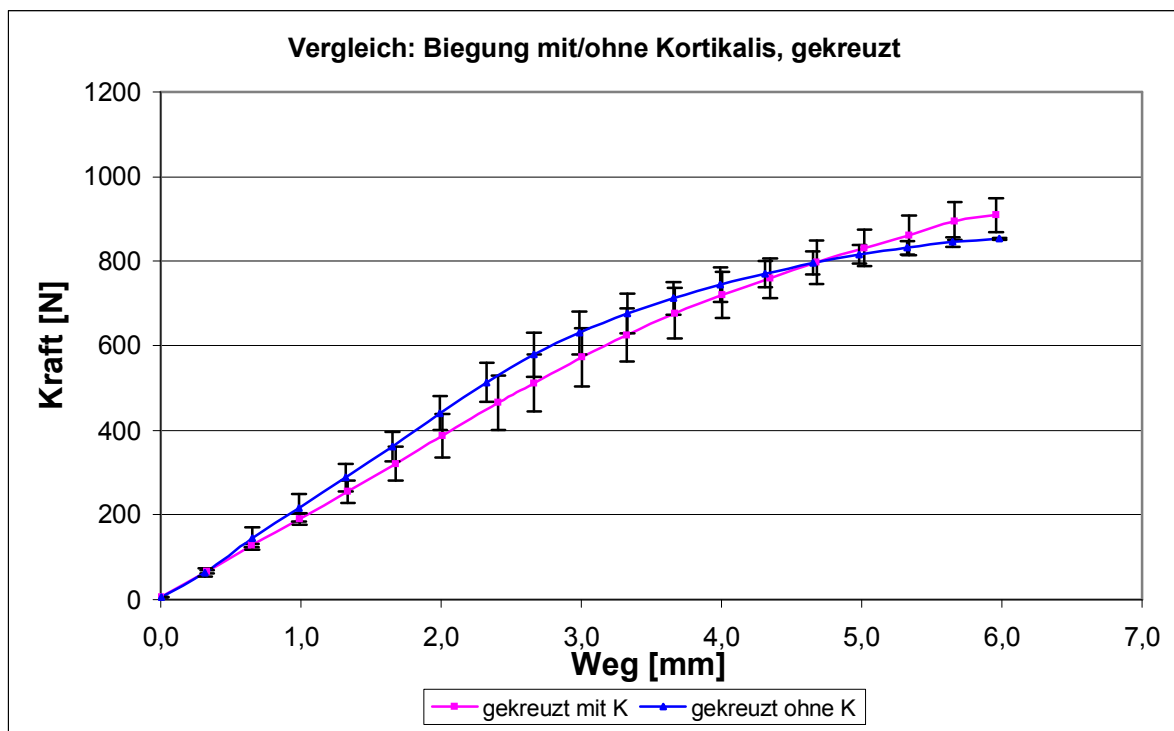


Abbildung 27: Kraft-Weg-Graphiken unter Biegebelastung für die Variante C (parallel)

3.3.2 Scherbelastung

Die Kraft-Weg-Kurven für den Modellwirbelkörper ohne Kortikalisschicht sind in ihrer Charakteristik vergleichbar mit den Kurven für den Modellwirbelkörper mit Kortikalis. Für den ganzen Deformationsbereich ist ersichtlich, dass bei dem Modellwirbelkörper mit Kortikalis für das Durchscheren ziemlich genau die doppelte Kraft aufgewendet werden muss, als beim rein spongiösen Modellwirbelkörper.

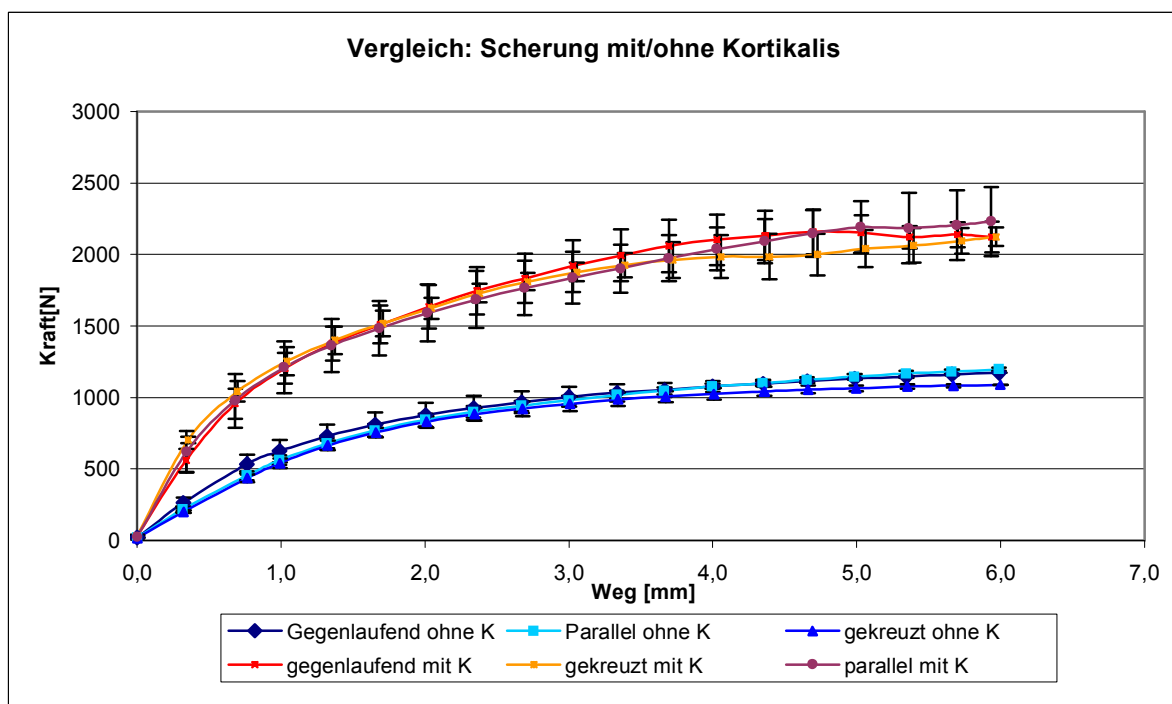


Abbildung 28: Kraft-Weg-Verlauf für die drei Designs im Modellwirbelkörper mit und ohne Kortikalis

Nicht nur in Bezug auf den Kraftaufwand, sondern auch hinsichtlich der Steifigkeit im linear-elastischen Bereich ($\sim 0 - 500 \text{ N}$) zeigen sich doppelte Werte im Modellwirbelkörper mit simulierter Kortikalis.

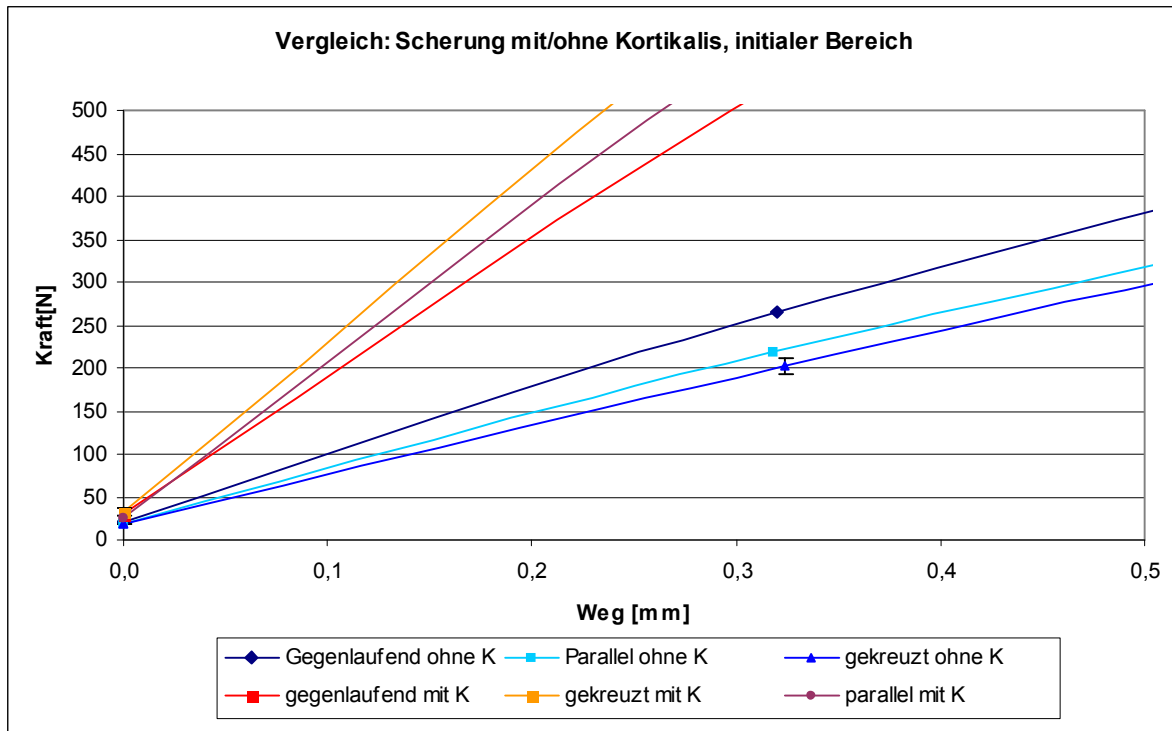


Abbildung 29: Initiale Phase der Testung, 0 - 500 N (Vergrößerung aus dem oben stehendem Diagramm aus der Abbildung 28)

4 Diskussion

Seit Beginn des 20. Jahrhunderts wurde die operative Behandlung der Wirbelsäule einschließlich der stabilisierenden Eingriffe vorwiegend über den dorsalen Zugang durchgeführt (Hadra 1891; Lange 1909, 1910; Hibbs 1911; Albee 1911; Henle 1911, 1924). In den folgenden Jahrzehnten wurden die operativen Techniken weiterentwickelt und verfeinert, was eine Erweiterung des Indikationsspektrums ermöglichte. Dieses umfasste die Tuberkulose, Deformitäten, degenerative, iatrogene und postoperative Instabilitäten sowie Wirbelsäulenverletzungen (Hibbs 1918; Hibbs et al. 1931; Harrington 1960, 1962; Dwyer 1964; Kaneda et al. 1988; Kaneda 1991; Hanakita et al. 1992; Hamilton and Webb 1994). Die bis in diese Zeit durchgeführten rein knöchernen Fusionen ohne zusätzliche interne Stabilisierung gingen mit einer hohen Rate an Pseudoarthrosen und an sekundären Korrekturverlusten einher (Bosworth 1945; Weber and Peyer 1974; Cleveland et al. 1978; Suezawa et al. 1981). Deshalb entstand die Notwendigkeit Instrumentarien sowie neue chirurgische Verfahren zu entwickeln, die eine sichere Stabilisierung der operierten Wirbelsäule ermöglichten.

In den letzten Jahrzehnten des 20. Jahrhunderts haben sich die operativen und technischen Möglichkeiten rasant entwickelt. Durch die Entwicklung neuer Verankerungstechniken, besserer operativer und anästhesiologischer Möglichkeiten und durch die Entwicklung neuer Implantate stehen heute eine Reihe dorsaler, ventraler und kombinierter Operationstechniken zur Stabilisierung der Wirbelsäule zur Verfügung (Harrington 1962; Dwyer 1973; Zielke and Rodegerdts 1985; Luque 1986; Roy-Camille et al. 1986; Steffee et al. 1986; Hopf et al. 1995).

Der Einsatz der verschiedenen Implantatsysteme hängt von der Lokalisation der Pathologie, den biomechanischen Gegebenheiten und nicht zuletzt von den Präferenzen des Operateurs ab. Ventrale Implantate werden als alleinige Instrumentation oder in Kombination mit dorsalen Implantaten eingesetzt. Ein

großer Teil der pathologischen Wirbelsäulenveränderung (Tumore, Spondylitiden) ist im ventralen Abschnitt der Wirbelsäule lokalisiert. Der Ansatzpunkt eines ventralen Instrumentariums liegt näher am Trage-Zentrum der Wirbelsäule, als bei dorsal verankerten Implantaten. Die gute Durchblutung der Wirbelkörperspongiosa bietet eine gute Voraussetzung für eine ventrale knöcherne Durchbauung von Spondylodesen (Eysel 1998; Eysel et al. 1998).

Der ventrale Zugang zur Rumpfwirbelsäule wurde zuerst um 1750 von Geraud beschrieben. Seine risikoarme Umsetzbarkeit begann im Alltag allerdings erst ab 1957, nachdem Hodgson und Stock ihren ventralen Zugang für die Behandlung der Pott's Erkrankung berichteten (Yuan et al. 1988). Seit dieser Zeit konnte in vielen Fällen gezeigt werden, dass der ventrale Zugang die Behandlung der Wahl für Wirbelsäulendeformität, Tumor und Infektion sein kann (Dick et al. 1997; Hitchon et al. 1999).

Ventrale Instrumentationen an der Rumpfwirbelsäule gehören heute zum Alltag in der Behandlung von Wirbelsäulenerkrankungen. Die Verfügbarkeit verschiedener Stab-Schrauben- und Platten-Schraubensystemen erweitert die Operationsmöglichkeiten bei Frakturen, Tumoren und degenerative Erkrankungen. Biomechanische Studien haben die Verwendung von ventralen Instrumentarien gerechtfertigt (Kornblatt et al. 1986; Kaneda et al. 1984; Panjabi 1988). Diese Studien untersuchten bi- und polysegmentale Instrumentationen, das heißt Implantatsysteme, bei denen zwei oder mehr Wirbel in die Fusion einbezogen werden.

Der ventrale Zugang erlaubt die Dekompression von ventral, die Reduktion der Deformität und die Stabilisation (Dunn 1984; McAfee et al. 1985; An et al. 1995; Kaneda et al. 1997).

In der Deformitätenchirurgie (Skoliosen) zeigt sich ein signifikanter Vorteil der ventralen gegenüber der dorsalen Vorgehensweise dadurch, dass durch die ventrale Vorgehensweise weniger Bewegungssegmente in die Instrumentation

einbezogen werden müssen und damit für den Patienten ein geringerer Beweglichkeitsverlust resultiert (Hitchon et al. 1999).

Weitere Vorteile der ventralen Instrumentation der Rumpfwirbelsäule, sind eine bessere Dekompression des Spinalkanals bei von ventral kommenden Stenosen, eine bessere Rekonstruktion der ventralen, lasttragenden Säule und gegebenenfalls die Vermeidung einer dorsalen Instrumentation (Kaneda et al. 1988; Kostuik 1988; Yuan et al. 1988; Coe et al. 1990; Bayley et al. 1991; Been 1991).

Es gilt eine Reihe von Faktoren zu berücksichtigen, um zu entscheiden ob eine alleinige ventrale oder eine alleinige dorsale oder auch eine kombinierte Vorgehensweise und gegebenenfalls Instrumentation erforderlich ist. So wird der ventrale Zugang bevorzugt, wenn eine ausgeprägte von ventral verursachte Spinalkanaleinengung besteht. Bei ausgeprägten Frakturdislokationen oder dem Vorliegen einer Osteoporose, ist wegen der besseren Möglichkeit der Krafteinleitung und bei gegebenenfalls erforderlichen mehrsegmentalen Versorgung der dorsale Zugang günstiger. Eine Kombination dieser beiden genannten Verfahren ist dann erforderlich, wenn alle Säulen von der Pathologie betroffen sind oder eine ausgeprägte Osteoporose vorhanden ist (Lim et al. 1997).

Ziele der Entwicklung ventraler Instrumentarien für die Wirbelkörperfusion waren Verfahren, die eine zusätzliche dorsale Instrumentation entbehrlich machen und eine Verminderung der zu fusionierenden Bewegungssegmente erlauben. Auch kann mit dem Einsatz ventraler Instrumentarien die von ventral besseren Korrekturmöglichkeiten bei Deformitäten (Derotation bei Skoliosen) ausgenutzt werden (Dick et al. 1997).

Gründe, die ein ventrales Vorgehen nicht rechtfertigen beziehungsweise bei einem ventralen Vorgehen zu Problemen führen würden können, sind eine geringe Knochenfestigkeit, die Zugangsmorbidität, biomechanischen Faktoren und die Vertrautheit des Operateurs mit der jeweiligen ventralen oder dorsalen Vorgehensweise.

Die spezielle Anatomie an der ventralen und dorsalen Wirbelsäule führt zu unterschiedlich belastbaren knöchernen Strukturen. So besteht der Wirbelkörper überwiegend aus Spongiosa und kann deshalb nur an bestimmten Bereichen, an Deck- und Grundplatten, wo es aus Kortikalis besteht, belastet werden. Hingegen bestehen die dorsalen Abschnitte der Wirbelsäule, besonders die für die Verankerung von Implantaten genutzten Pedikeln, vorwiegend aus Kortikalis und weisen damit eine höhere Stabilität und Verankerungsfestigkeit auf.

Auch kann das ventrale Vorgehen aufgrund der Zugangsmorbidität problematisch werden. Zu nennen sind hier primäre oder sekundäre Gefäßverletzung, neurologische Komplikationen und Infektionen. Das Risiko der Verletzung von Gefäßen ist beim dorsalen Zugang, mit einer dorsalen Instrumentation, geringer.

Zu den biomechanischen Faktoren ist zu ergänzen, dass bei instrumentierten Fusionen Stress innerhalb des Konstruktes auftritt, besonders an der Knochenschraubenschnittstelle. Das Konstrukt muss in der Lage sein, diesen Lasten standhalten zu können (Shimamoto et al. 2001). Abhängig von der Implantatlänge kann es zu einer Stress-Konzentration oder Stress-Verteilung kommen. Im Falle eines kurzen Implantates kommt es zu einer Stress-Konzentration (hohe Belastung) aufgrund des kurzen Hebelarms. Bei einem langen Implantat hingegen kommt es zu einer Stress-Verteilung aufgrund des langen Hebelarms (geringe Belastung).

4.1 Variablen, die die Fixierung und somit die Stabilität des Implantates an der Rumpfwirbelsäule beeinflussen

Implantate zur anterioren Anwendung an der ventralen Rumpfwirbelsäule wie die transvertebralen Schrauben werden unter anderem für die Instrumentierung bei Skoliose, Frakturen, degenerativen Erkrankungen und Tumoren verwendet (Hall 1981; Dunn 1984; Kaneda et al. 1986; Kostuik et al. 1986, 1989; Ashman et al. 1991). Hierbei gibt es mehrere Variablen, die die Stärke der Fixierung und somit die Stabilität des Implantates an der Rumpfwirbelsäule beeinflussen. Diesbezüglich sind folgende Variablen zu nennen: die Knochenqualität, die Art und Weise der Vorbohrung und die Lage der Schraube im Wirbelkörper in Bezug auf die Endplatten sowie das Schraubendesign. Im Folgenden werden diese genannten Punkte einzeln diskutiert.

4.1.1 Die Knochenqualität

Für die Verankerung und damit auch die daraus resultierende Stabilität von Wirbelsäulenimplantaten spielt die Knochendichte eine bedeutende Rolle. Von Stempel und Mitarbeiter (1994 a und b) konnten für die dorsale Implantatverankerung zeigen, dass der zunehmenden Osteoporosegrad mit einer Abnahme der biomechanischen Belastbarkeit des Knochens korreliert. Hervorzuheben ist, dass die Knochendichte im ventralen Wirbelsäulenbereich eine größere Rolle spielt als im dorsalen Wirbelsäulenbereich, da sich dorsal der tragfähige, vorwiegend kortikale Knochen der Wirbelbögen und Pedikel befindet, wohingegen ventral der Wirbelkörper zu über 90 % aus Spongiosa besteht. Die Kortikalis ist hier nur an der Deck- und Grundplatte belastbar, weshalb Schrauben zur ventralen Fixation sowohl im Design als auch in der Verlaufsrichtung speziell an diese Erfordernisse angepasst werden müssen.

Lim und Mitarbeiter (1995) konnten zeigen, dass die Knochendichte eines Wirbelkörpers der signifikant bedeutsamste Faktor für die Auszugsfestigkeit ventral eingebrachter Schrauben ist.

Die Ergebnisse von Breeze und Mitarbeiter (1998) zeigten ebenfalls, dass die Knochendichte eines Wirbelkörpers signifikant mit der Auszugsfestigkeit ventral eingebrachter Schrauben korreliert. Dies bedeutet, dass mit zunehmender Knochendichte die Auszugsfestigkeit ansteigt, was für die Schraubenfixierung mit einer höheren Stabilität einhergeht.

In anderen Studien konnte ebenfalls gezeigt werden, dass auch die Auszugsfestigkeit der Pedikelschrauben mit der Knochendichte korreliert (Soshi et al. 1991; Okuyama et al. 1993; Halvorson et al. 1994).

4.1.2 Die Schraubenpositionierung und Verankerung im Wirbelkörper

Für die Verankerung anteriorer transvertebraler Schrauben im Wirbelkörper existiert eine Vielzahl von Techniken. Dies bezieht sich sowohl auf das Einbringen der Schraube als auch auf den Schraubenverlauf im Wirbelkörper. Es gibt keine klare Richtlinie darüber, welche Methode zu einer Verbesserung der Fixierung an der Grenzfläche Knochen-Schraube führt.

4.1.2.1 *Uni- versus bikortikale Verankerung*

Horton und Mitarbeiter führten 1996 eine Studie mit transvertebralen Schrauben. In diesem Experiment verglichen sie die Auszugsfestigkeit der ventral eingebrachten Schrauben in Bezug auf die uni- versus bikortikale Verankerung. Hier konnte gezeigt werden, dass kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen uni- und bikortikal eingebrachten Schrauben hinsichtlich der Auszugsfestigkeit vorliegt.

Breeze und Mitarbeiter untersuchten 1998 die Auszugsfestigkeit von uni- und bikortikal implantierten ventralen Schrauben unter Berücksichtigung des Faktors

Knochendichte. Es konnte gezeigt werden, dass die Auszugsfestigkeit der bikortikal implantierten Schrauben bei regelrechter Knochendichte signifikant höher lag als bei unikortikal implantierten Schrauben. Diese Signifikanz nimmt mit verminderter Knochendichte ab. Bikortikal implantierte Schrauben können jedoch das Risiko der Verletzung vaskulärer Strukturen steigern.

4.1.2.2 *Orientierung der Schraube im Wirbelkörper*

Die „traditionelle“ und in der Literatur häufigste Schraubenposition ist die Lage der Schraube in der Mitte des Wirbelkörpers parallel zur Endplatte, wie sie für die meisten Systeme angegeben wird (Zielke 1982; Dunn 1983; Kaneda et al. 1984; Ashman et al. 1991).

Horton und Mitarbeiter führten 1996 eine Studie zur Schraubenorientierung von transvertebralen Schrauben an der ventralen Rumpfwirbelsäule in Bezug auf die Endplatten durch. In diesem Experiment untersuchten sie die unterschiedlichen Orientierungen der Schrauben im Wirbelkörper bezüglich des Lockerungswiderstandes. Die unterschiedliche Orientierung der Schraube im Wirbelkörper führt zu einer unterschiedlichen Resistenz gegenüber axialer Last. Es zeigte sich, dass dieser Widerstand am größten ist, wenn die transvertebrale Schraube in der „superior oblique“ Position orientiert wurde und am schwächsten in der „inferior oblique“ Position.

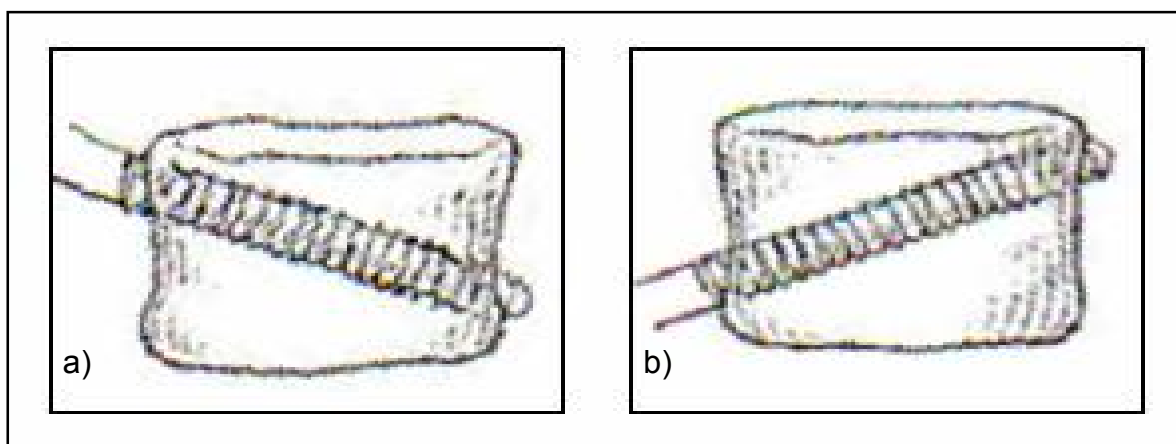


Abbildung 30: Transvertebrale Schraube in a) superior oblique und b) inferior oblique Position

Biomechanische Studien haben gezeigt, dass die Implantatsysteme an dem Wirbelkörper an minimal zwei Stellen fixiert werden müssen, die zueinander eine Winkelabweichung haben. Ein Winkel von mindestens 60 Grad in Bezug auf die Zirkumferenz wird empfohlen. Eine Winkelabweichung von 90 Grad steigerte die Stabilität (Dunn et al. 1980).

Unter der Triangulation der Schrauben versteht man das Einbringen von zwei Schrauben, die nicht parallel, sondern in einem bestimmten Winkel zueinander in den Wirbel eingebracht werden. Hierdurch versucht man die Eigenschaft des Dreiecks auszunutzen, das bekanntlich statisch die stabilste geometrische Figur darstellt.

Magerl (1984) und Krag et al. (1988) empfehlen eine anteromediale Konvergenz auch der dorsal zu implantierenden Pedikelschrauben, was zur besseren biomechanischen Eigenschaft hinsichtlich der Auszugsfestigkeit (Stabilität) führt und somit den Auszugswiderstand erhöht. Weiter belegten verschiedene Studien, dass Konstrukte mit triangulierten Schrauben eine bessere biomechanische Stabilität aufweisen als die mit nicht triangulierten Schrauben (Ruland et al. 1991).

In der Studie von Ogon und Mitarbeitern (1996) wurde die Qualität einer ventralen Einschraubenfixation gegenüber einer ventralen triangulierten Doppelschraubenfixation unter Bezug auf die Auszugsfestigkeit und auf die Festigkeit gegenüber axialer Belastung verglichen. Die triangulierte Doppelschraubenfixation zeigt eine signifikant höhere Auszugsfestigkeit ebenso wie eine signifikant höhere Festigkeit unter axialer Belastung am Schrauben-Knochen-Interface. Weiter zeigt die Studie ebenso wie die darin geführte Diskussion, dass durch das Design der Schraube an sich keine wesentliche Verbesserung der Stabilitätsparameter zu erwarten ist, obwohl dies bisher nur für dorsale Pedikelschrauben wirklich untersucht wurde.

4.1.2.3 Zementierung der Schrauben

Mit zunehmenden Alter und der eintretenden beziehungsweise der fortschreitenden Osteoporose kann es häufiger zum Versagen der Stabilität am Schrauben-

Knochen-Interface kommen (Samuelson and Simmons 1989; Hasegawa et al. 1993). Um dem entgegen zu wirken gibt es die Möglichkeit, die eingebrachten Schrauben zu zementieren. Zur Zementierung stehen unter anderem Materialien wie Polymethylmethacrylat (nachfolgend „PMMA“) (Steffee et al. 1986; Kostuik et al. 1989; Weinstein et al. 1992) und biologisch abbaubares Kalzium-Phosphat (nachfolgend „Ca-P“) (Bai et al. 1999, 2001) zur Verfügung.

PMMA-Zement erhöht die Stabilität der Schraubenfixation an der anterioren Wirbelsäule bei osteoporotischer Knochenqualität mit den Nachteilen der Gefahr einer thermischen Schädigung durch die Hitzeentwicklung bei der Polymerisation und negativen Effekten auf das Knochenremodelling.

Ca-P-Zement zeigt im in-vitro Test eine erhöhte Biegesteifigkeit der Schrauben-Knochen-Verbindung sowie eine erhöhte Auszugsfestigkeit gegenüber nicht augmentierten Schrauben im osteoporotischen Knochen (Bai et al. 2001).

Sanden und Mitarbeiter (2001) untersuchten an einem in-vivo Schafsmodell, ob die Beschichtung von Pedikelschrauben mit Hydroxylapatit eine verbesserte ossäre Integration gegenüber nichtbeschichteten Schrauben unter Belastung bewirkt. Es zeigte sich, dass die Beschichtung mit Hydroxylapatit eine schnellere und umfangreichere ossäre Integration bewirkt und damit das Schrauben-Knochen-Interface verbessern konnte.

4.1.3 Das Schraubendesign

Wie bereits erwähnt, ist das Schraubendesign einer der Variablen, die die Stabilität eines Implantats beeinflussen. Dieser Sachverhalt wurde von Ono und Mitarbeitern (2001) an der dorsalen Wirbelsäule bei transpedikulären Schrauben untersucht. In dieser Studie wurden zwei unterschiedliche Schraubendesigns (kegelförmige versus zylindrische Schrauben) in Bezug auf Schraubeneinfügungszeit, Drehmoment und Auszugsfestigkeit miteinander verglichen.

Das Resultat dieser durchgeführten Studie zeigte, dass die erforderliche Zeit zur Einbringung der kegelförmigen Schrauben geringer war als die der zylindrischen Schrauben. Die kegelförmigen Schrauben zeigten eine größere Auszugsfestigkeit als die zylindrischen Schrauben in einem triangulierten Pedikelschrauben Konstrukt. Auch haben die kegelförmigen Schrauben einen höheren Einfügdrehmoment als die zylindrischen Schrauben. Zusammenfassend zeigten die kegelförmigen Schrauben eine bessere mechanische Fixation im Wirbelkörper als die Schrauben mit zylindrischem Design.

Zindrick und Mitarbeiter (1986) zeigten, dass die Schrauben mit größeren Hauptdurchmessern stabiler hinsichtlich der Fixierung waren als die mit kleinerem Schraubendurchmesser.

Brantley und Mitarbeiter (1994) zeigten in Ihrer Studie, dass ein großer Hauptdurchmesser der Schrauben zu einer stärkeren Fixierung im Pedikel mit guter Knochenqualität führt, jedoch nicht im osteoporotischen Wirbeln.

In der Arbeit von Lieberman (1998) über ventral implantierte Pedikelschrauben wird darauf verwiesen, dass breitere Gewindedurchmesser (Zielke- und Kaneda-Schrauben) im spongiösen Knochen eine Verbesserung der Auszugsfestigkeit bewirken.

4.2 Die Eigene Studie zur Verbesserung der Stabilität ventraler Implantatsysteme

Das in dieser Arbeit vorgestellte Doppelschraubensystem ist ein in Entwicklung befindliches Implantat zur anterioren Anwendung an der ventralen Rumpfwirbelsäule. Dieses wurde speziell mit dem Bestreben konzipiert, um eine Verbesserung der Stabilität des ventralen Implantatsystems zu erreichen.

Es sollte in einem ersten Schritt in-vitro am Modellversuch untersucht werden, ob eine unterschiedliche Schraubenangulation zu Änderungen in der Stabilität der Fixierung im Wirbelkörper führt.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Prüfung verschiedener Positionierungen eines anterioren Doppelschraubensystems auf Biegung und Scherung anhand der Verwendung von Modellwirbelkörpern mit und ohne Kortikalis. Ermittelt werden soll die optimale Schraubenpositionierung für eine bestmögliche Verankerung im Knochenmodell und damit eine Verbesserung der Stabilität ventraler Implantatsysteme durch eine optimale Positionierung der Schrauben. Dabei wurde die Haltekraft und die Migration der Schrauben unter definierten Belastungen gemessen und die verschiedenen Schraubenanordnungen unter diesem Gesichtspunkt miteinander verglichen.

Es wurden zwei in einer Basisplatte verankerte Schrauben getestet, der typischen Doppelschraubenfixation eines anterolateralen Implantates entsprechend.

4.2.1 Resultate der eigenen Studie

Die Schrauben wurden auf Biegebelastung getestet, anschließend erfolgte die Prüfung der Implantate auf Durchscheren. Alle Tests wurden einerseits für ein Wirbelkörpermodell mit simulierter Kortikalis sowie einem homogenen Wirbelkörpermodell ohne Kortikalis durchgeführt.

Bezüglich der unterschiedlichen Schraubenpositionierung ergibt sich kein signifikanter Unterschied für die Haltekraft der drei in dieser Arbeit untersuchten Varianten der Schraubenpositionierung im Modellwirbelkörper. Die Untersuchungen sowohl auf die Biegung als auch auf das Durchscheren erbrachten vergleichbare Resultate.

Für die gekreuzte Schraubenvariante wurde bei den Versuchen ohne Kortikalis sowohl bei Biegung als auch bei Durchschörung der Kraftaufwand dann tendenziell geringer, wenn eine plastische Deformierung des Modellwirbelkörpers auftrat. Zu diesem Festigkeitsverlust kam es ab einem Moment von ~ 15 Nm.

Die gekreuzte Variante tendiert bei der Biegebelastung auf seitliches Abklappen, wahrscheinlich hervorgerufen durch die asymmetrische Anordnung der Schrauben.

Im Vergleich der beiden Wirbelkörpermodelle (mit und ohne Kortikalis) ergeben sich hinsichtlich der Biegebelastungen keine Unterschiede für das Weg-Kraft-Verhalten, die Kurven sind äquivalent. Die zusätzliche Kortikalis-Simulation führt zu einem erhöhten Widerstand und damit zu einer Verdopplung der Kraft auf Durchscheren.

Interessanterweise ist der Kraftaufwand bei Biegebeanspruchung geringer für das Wirbelkörpermodell mit der steifen Kortikalisschicht im Vergleich zum rein spongiösen Wirbelkörpermodell. Dies resultiert aus einem Eindringen der Basisplatte in die weiche Spongiosa des Wirbelkörpermodells. Bei dem Modell mit Kortikalis kommt es hingegen zu einem Aufklappen des Wirbelkörpers im Verhältnis zur Basisplatte und damit zu einer Änderung des Rotationszentrums.

Die am Knochenmodell durchgeführte, biomechanische Untersuchung konnte keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Stabilität der drei verschiedenen Varianten des Doppelschraubensystems nachweisen.

Die Verwendung von biologischem Gewebe, wie die von Mensch- oder Tierkadaver, haben bekanntermaßen den Nachteil, dass sie eine breite Variabilität in Bezug auf die Knochendichte haben (Zindrick et al. 1986; Zdeblick et al. 1993). In Studien konnten große Standardabweichungen, so zum Beispiel an Hand von Härtetests bei Kälberwirbelsäulen, gezeigt werden (Dick et al. 1994). Weiterhin konnten Probeverschlechterung in den Testphasen durch postmortale Prozesse, Lagerung und Dauer der biomechanischen Untersuchung nachgewiesen werden (Ashman et al. 1988, Hayat 1989; Kääb et al. 1998).

Um in-vitro optimale Voraussetzungen für reproduzierbare Untersuchungen und damit auch standardisierte Bedingungen zu schaffen, wurde in unseren Versuchen menschliches Material durch Knochenersatzmaterial ersetzt. Mit diesem Material können die Knochendichteverhältnisse des Wirbelkörpers, aufgrund der je nach Fertigung spongiosa- oder kortikalisähnlichen Struktur des Polyurethans, gut nachgeahmt werden (Dick et al. 1997).

Bezüglich des verwendeten Modells liegen jedoch einige Limitierungen vor, die im nachfolgenden diskutiert werden sollen:

Eine Limitierung liegt in der Verwendung eines winkelstabilen Platten- Schrauben- Konstruktes, welches dem Prinzip der LC-Platte entspricht.

Die theoretischen Überlegungen hinsichtlich einer Verbesserung der Stabilität durch eine Schraubenangulation wurden in der Arbeit dargestellt. Die wichtigsten Überlegungen dazu werden nachfolgend kurz zusammengefasst.

Krag und Mitarbeiter (1986) nahmen an, dass eine angulierte Platzierung der Pedikelschrauben die Auszugsfestigkeit verbessert. Diese Annahme wurde später durch biomechanische in-vitro Studien von Ruland und Mitarbeitern (1991) bestätigt. Die Untersuchung zeigte eine Übereinstimmung mit den Ergebnissen der anterioren Instrumentation von Ogon und Mitarbeitern (1996), die eine signifikant größere Stabilität mit triangulierten Schrauben (CD-, Steffee- und Kirschner- Pedikelschrauben) im Vergleich zur Einschraubenfixierung (VDS-Schrauben) nachweisen konnten. Die Autoren nahmen an, dass die Fixierungsstärke von triangulierten Pedikelschrauben nicht nur von der Dichte des

Knochens, sondern auch vom Bereich innerhalb des von den Schrauben geformten Trapezoides abhängt. Des Weiteren nahmen Sie an, dass die Triangulation der Pedikelschrauben zu einer Zunahme der Kompression auf die Grenzfläche zwischen Schraube und kortikalem Knochen führt. Weiter zeigt die Studie ebenso wie die darin geführte Diskussion, dass durch das Design der Schraube an sich keine wesentliche Verbesserung der Stabilitätsparameter zu erwarten ist, obwohl dies bisher nur für dorsale Pedikelschrauben wirklich untersucht wurde.

Die winkel- und axialstabile Verankerung der Kopfverriegelungsschraube im Gewindeanteil des Kombinationsloches, wie auch in unseren Versuchen verwendet, ermöglicht eine komplette Kraftübertragung vom Knochen über die Schraube auf die Platte, ohne dass die Platte Kontakt mit der Knochenoberfläche haben muss. Diese hohe Stabilität der Platten- Schraubenverbindung führt zu einer gleichmäßigen Verteilung der Kraft im Knochen. Diese führt zum Beispiel bei Biegebelastungen zu einer wesentlichen höheren Widerstandsfläche im Knochen als bei herkömmlichen Kompressionsschrauben- Plattenverbindungen. Damit sind für winkelstabile Implantate generell wesentliche höhere Biegebelastungen erforderlich als bei konventionellen Implantaten, um ein Implantatversagen zu erreichen. Somit scheint dieses Konstruktionsprinzip einen höheren Einfluss auf die Stabilität des Gesamtkonstruktes zu haben als die Lage der Schrauben im Knochen selber.

Die Knochendichte stellt einen wesentlichen Faktor in Bezug auf die Auszugsfestigkeit implantierter Schrauben dar. Dies konnte in verschiedenen Arbeiten nachgewiesen werden (Von Stempel et al. 1994 a und b; Lim et al. 1995; Breeze et al. 1998, Soshi et al. 1991; Okuyama et al. 1993; Halvorson et al. 1994; Wittenberg et al. 1991). In humanen Wirbelkörpern finden sich unterschiedliche Knochendichten in den verschiedenen anatomischen Regionen (ventral und dorsal) die für eine Schraubenverankerung benutzt werden können. So besteht der Wirbelkörper ventral vorwiegend aus Spongiosa und dorsal, im Bereich des Pedikels, vorwiegend aus Kompakta. Aufgrund der höheren Knochendichte im Bereich der Pedikel und der dadurch höheren Auszugsfestigkeit dort verankerter

Schrauben hat die Lage der Schrauben hier eine größere Bedeutung hinsichtlich der Stabilität, als dies am ventralen und von uns untersuchten, vorwiegend spongiösem Wirbelkörper der Fall ist (Ogon et al. 1996).

Zusammenfassend ergeben sich Limitierungen bezüglich der getroffenen Aussagen durch das verwendete Modell, die zum einen durch den Einsatz eines winkelstabilen Schrauben- Platten- Systems und zum anderen durch die niedrige Knochendichte im spongiösen Knochens des ventralen Wirbelkörpers bedingt sind.

Außer der Arbeit von Lieberman gibt es keine Studie, die den Einfluss eines Schraubendesigns in Bezug auf die Fixierungsstärke an ventralen Operationsverfahren untersuchten. Gleichwohl gibt es Studien, in denen der Einfluss des Schraubendesigns auf die Fixierungsstärke bei dorsalen Operationsverfahren analysiert wurde.

Entgegen der Annahme von Hopf (1994), dessen CDH-Schrauben für eine höhere Fixierungsstärke entwickelt worden sind, konnten Ogon und Mitarbeiter keinen signifikanten Unterschied der VDS-Schrauben gegenüber der CDH-Schrauben zeigen.

Für dorsale Schrauben an der Wirbelsäule liegen eine Reihe von Untersuchungen vor:

In der Studie von Wittenberg und Mitarbeiter (1991) wurde der Einfluss der Knochendichte auf die Auszugskraft und das Lockerungsverhalten der Pedikelschrauben untersucht. Hierbei stellten Sie eine hohe Korrelation fest. Sie hoben hervor, dass gerade die winkelstabilen, transpedikulären Implantate eine enorme Kompression auf die Grenzfläche zwischen Schraube und Knochen ausüben. Bezüglich des Lockerungsverhaltens halten sie die Qualität des Knochens für wichtiger als das Design der Pedikelschraube. So war unterhalb einer kritischen Knochendichte von 90 - 100 mg/cm³ mit einer vorzeitigen Lockerung zu rechnen.

Brantley und Mitarbeiter (1994) konnten zeigen, dass ein großer Schraubendurchmesser in einer guten Knochenqualität im Pedikel für eine stärkere Fixierung führt, allerdings nicht bei osteoporotischem Knochen.

Sell und Mitarbeiter (1988) konnten bei dem Vergleich von drei unterschiedlichen Schraubendesigns keinen signifikanten Einfluss in Bezug auf die Auszugsfestigkeit der Schrauben feststellen.

Krag und Mitarbeiter (1986) führten eine Untersuchung zur Auszugsfestigkeit an verschiedenen Pedikelschraubendesigns durch und konnten zeigen, dass ein 6 mm Schraubendurchmesser gegenüber einer 7 mm Ausführung höhere Auszugskraft aufweist.

Zindrick und Mitarbeiter (1986) stellen in Ihrer Arbeit fest, dass ein größerer Schraubendurchmesser eine höhere Stabilität verspricht. Ebenso korrelieren die Länge des Gewindeteils und die Schraubenlänge mit der Auszugskraft und dem Lockerungsverhalten.

5 Zusammenfassung

Durch die Zunahme der Indikation für ventrale Zugänge zur Therapie der häufig ventralen pathologischen Prozesse an der Wirbelsäule, kam es zu einer Entwicklung im Implantatebereich mit dem Ziel, die Zugänge zu minimieren, das Risiko zu vermindern und eine dauerhafte Stabilität zu sichern.

In der vorliegenden Arbeit werden verschiedene Positionierung eines anterioren Doppelschraubensystems biomechanisch anhand der Verwendung von Modellwirbelkörpern mit und ohne Kortikalis getestet, welche der Fragestellung der optimalen Schraubenpositionierung für eine bestmögliche Verankerung im Knochenmodell nachgehen soll. Es wurden jeweils zwei Schrauben in drei verschiedenen Positionierungen getestet, welche mit einer Basisplatte winkelstabil verbunden waren. Hierdurch soll ein Beitrag zur Verbesserung der Stabilität ventraler Implantatsysteme durch eine optimale Positionierung der Schrauben erzielt werden.

Bei der Untersuchung der unterschiedlichen Schraubenpositionierungen hinsichtlich Biegebelastung und Durchscherung ergab sich bei dem Wirbelkörpermodell ohne Kortikalis:

1. kein signifikanter Unterschied der drei Varianten für die Biegebelastung,
2. kein signifikanter Unterschied der drei Varianten für die Scherbelastung.

Bei der Untersuchung der unterschiedlichen Schraubenpositionierungen hinsichtlich Biegebelastung und Durchscherung ergab sich bei dem Wirbelkörpermodell mit Kortikalis:

3. kein signifikanter Unterschied der drei Varianten für die Biegebelastung,
4. kein signifikanter Unterschied der drei Varianten für die Scherbelastung.

Beim Vergleich der Modellwirbelkörper mit und ohne Kortikalis für die Biegebelastung zeigte sich:

5. leicht höhere Steifigkeiten und Kräfte bei der parallelen und gegenlaufenden Schraubenanordnung mit Kortikalis bis zu einem Weg von ~ 4 mm, jedoch kein signifikanter Unterschied der drei Varianten für die Biegebelastung.

Beim Vergleich der Modellwirbelkörper mit und ohne Kortikalis für die Scherbelastung zeigte sich eine:

6. Die Kraft-Weg-Kurven der Wirbelkörpermodelle mit und ohne Kortikalis sind in ihrer Charakteristik vergleichbar. Für den ganzen Deformationsbereich ist ersichtlich, dass bei dem Modellwirbelkörper mit Kortikalis ziemlich genau die doppelte Kraft für das Durchschneiden aufgewendet werden muss wie beim rein spongiösen Wirbelkörpermodell.

Somit ließ sich kein signifikanter Unterschied bezüglich der untersuchten Kriterien, Biegebelastung und Durchschneiden in Abhängigkeit von der Positionierung der Schrauben im ventralen Modellwirbelkörper nachweisen.

6 Literaturverzeichnis

- Abdolvahab-Emminger H, Hrsg. Exaplan: Das Kompendium der klinischen Medizin. Berlin, Wiesbaden: Ullstein Mosby Verlag, 1995: 1002-3.
- Albee FH. Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease. JAMA 1911; 57: 885-6.
- Allen BT and Bridwell KH. Paramedian anterior retroperitoneal approach to the anterior lumbar spine. In: Bridwell KH and DeWald RL, eds. The Textbook of Spinal Surgery. Philadelphia, New York, London - Hagerstown: JB Lippincott Company, 1991: 85-96
- An HS, Lim T, You J, Hong JJ, Eck J, McGrady L. Biomechanical evaluation of anterior thoracolumbar spinal instrumentation. Spine 1995; 20: 1979-83.
- Ashman RB, Birch JG, Bone LB, et al. Mechanical testing of spinal instrumentation. Clin Orthop 1988; 227: 113-25.
- Ashman RB, Herring JA, Johnston CE. Texas Scottish Rite Hospital (TSRH) instrumentation system. In: Bridwell KH and DeWald RL, eds. The Textbook of Spinal Surgery. Philadelphia, New York, London - Hagerstown: JB Lippincott Company, 1991: 219-47.
- Ashman RB, Herring JA, Johnston CE, Lowery GL, Sutterlin CE. TSRH Universalspinal instrumentation. Hundley, Dallas, 1993: 9-52.
- Bai B, Jazrawi LM, Kummer FJ, et al. The use of an injectable, biodegradable calcium phosphate bone substitute for the prophylactic augmentation of osteoporotic vertebrae and the management of vertebral compression fractures. Spine 199; 24: 1521-6.
- Bai B, Kummer FJ, Spivak J. Augmentation of anterior vertebral body screw fixation by an injectable, biodegradable calcium phosphate bone substitute. Spine 2001; 26 (24): 2679-83.
- Baker LD and Hoyt WAJ. Use of interfacet vitallium screws in Hibbs spinal fusion. Southern Med J 1948; 41: 419.
- Bayley JC, Yuan HA, Fredrickson BE. The Syracuse I-Plate. Spine 1991; 16: 120-4.

- Been HD. Anterior decompression and stabilization of thoracolumbar burst fractures by the use of the slot-Zielke device. Spine 1991; 16: 70-7.
- Benzel EC, Kesterson L, Marchand EP. Texas Scottish Rite Hospital rod instrumentation for thoracic and lumbar spine trauma. J Neurosurg 1991; 75: 382-7.
- Bosworth DM. Clothespine or inclusion graft for spondylolisthesis and laminal Defects of the lumbar spine. Surgery, Gynecology and Obstetrics 1945; 75: 245-7.
- Bradford DS. Instrumentation of the lumbar spine. An overview. Clin Orthop 1986; 203: 209-18.
- Bradford DS. Surgical treatment of low back pain in spine instability. Chir Organi Mov 1994; 79(1): 63-8.
- Brantley AGU, Mayfield JK, Koeneman JB, Kathleen RC. The effects of pedicle screw fit: An in-vitro study. Spine 1994; 19: 1752-8.
- Breeze SW, Doherty BJ, Noble PS, LeBlanc A, Heggeness MH. A biomechanical Study of anterior thoracolumbar screw fixation. Spine 1998; 23(17): 1829-31.
- Bruch H-P and Trentz O, Hrsg. Chirurgie. 4. Auflage, München, Jena: Urban & Fischer Verlag, 2001: 404-9.
- Kornblatt MD, Casey MP, Jacobs RR. Internal fixation in lumbosacral spine fusion: A biomechanical and clinical study. Clin Orthop Relat Res 1986; 203: 141-50.
- Cleveland RH, Gilsanz V, Lebowitz RL, Wilkinson RH. Hydronephrosis from retroperitoneal fibrosis after anterior spine fusion. J Bone Joint Surg 1978; 60A: 996-7.
- Codivilla A. Sulla scoliosis congenita. Arch di Orthop 1901; 18: 65.
- Coe JD, Warden KE, Herzig MA, McAfee PC. Influence of BMD on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screw, laminar hooks, and spinous process wires. Spine 1990; 15(7): 902-7
- Compere EL. Excision of hemivertebrae for correction of congenital scoliosis: report of two cases. J Bone Joint Surg 1932; 14A: 555-62.

- Cotler JM and Star AM. Anterior thoracolumbar fusion. In: Cotler JM and Cotler HB, eds. Spinal fusion - science and technique. New York, Heidelberg, Berlin: Springer Verlag, 1990.
- Cotrel Y and Dubousset J. A new technic for segmental spinal osteosynthesis using the posterior approach. Rev Chir Orthop 1984; 70: 489-94.
- Cotrel Y and Dubousset J. New segmental posterior instrumentation of the spine. Orthop Trans 1985; 9(1): 118.
- Cotrel Y and Dubousset J. New universal instrumentation in spinal surgery. Clin Orthop 1988; 227: 10-23.
- Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. Spine 1983; 8(8): 817-31.
- Dick W. Innere Fixation von Brust- und Lendenwirbelfrakturen. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Bern, Stuttgart, Toronto: Huber Verlag, 1984; 28: 1-125.
- Dick JC, Jones MP, Zdeblick TA, Kunz DN, Horton WC. A biomechanical comparison evaluating the use of intermediate screw and crosslinkage in lumbar pedicle fixation. J Spinal Disord 1994; 7: 402-7.
- Dick JC, Brodke DS, Zdeblick TA, Bartel BD, Kunz DN, Rapoff AJ. Anterior instrumentation of the thoracolumbar spine. A biomechanical comparison. Spine 1997; 22 (7): 744-50.
- Dickmann CA, Fessler RG, MacMillan M, Haid RW. Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: operative technique and outcome in 104 cases. J Neurosurg 1992; 77: 860-70.
- Dickmann CA, Rosenthal D, Karahalios DG, et al. Thoracic vertebrectomy and reconstruction using a microsurgical thoracoscopic approach. Neurosurgery 1996; 38(2): 279-93.
- Drenckhahn D and Zenker W, Hrsg. Benninghoff Anatomie. 15. Auflage. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg Verlag, 1994: 1: 245-81.
- Dunn HK, Daniels AU, Goble EM, Gardiner RN. A comparison of spinal bending stability with posterior and anterior fixation devices. Proceedings of the Scoliosis Research Society Orthop Trans 1980; 4(1): 23.

- Dunn HK, Daniels AU, McBride GG. Comparative assessment of spine stability achieved with a new anterior spine fixation system. Orthop Trans 1980; 4(1): 268-9.
- Dunn HK. Spinal instrumentation: Part 1. Principles of posterior and anterior instrumentation. AAOS Instructional Course Lectures 1983; 32: 192-202.
- Dunn HK. Anterior stabilization of thoracolumbar injuries. Clin Orthop 1984; 189: 116-24.
- Dwyer AF, Newton NC, Sherwood AA. Anterior approach to scoliosis. A preliminary report. Clin Orthop 1969; 62: 192-202.
- Dwyer AF. Experience of anterior correction of scoliosis. Clin Orthop 1973; 93: 191-206.
- Eysel P, Hrsg. Die ventrale Instrumentation der Rumpfwirbelsäule. Stuttgart: Enke Verlag, 1998: 1-36 and 101
- Eysel P, Schitwalle M, Oberstein A, Rompe J, Hopf Ch, Küllmer K. Preoperative estimation of screw fixation strength in vertebral bodies. Spine 1998; 23 (2): 174-80.
- Faciszweski T, Winter RB, Lonstein JE, Denis F, Johnson L. The surgical and medical perioperative complications of anterior spinal fusion surgery in the thoracic and lumbar spine in adults. Spine 1995; 20: 1592-9.
- Flynn JC and Price CT. Sexual complications after anterior fusion of the lumbar spine. Spine 1984; 9: 489-92.
- Ghormley RK. Low back pain with special reference to the articular facets with presentation of an operative procedure. JAMA 1933; 101: 1773-7.
- Gurr KR, McAfee PC, Shih C-M. Biomechanical analysis of posterior instrumentation systems after decompressive laminectomy. J Bone Joint Surg 1988; 70A(5): 680-91.
- Gurr KR, McAfee PC, Shih C-M. Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. J Bone Joint Surg 1988; 70A(8):1182-91.
- Hähnel H, Muschik M, Zippel H, Gutsche H. Lumbale Segmentspondylodese - isoliert ventral oder kombiniert dorsoventral? - Ein Ergebnisvergleich. Z Orthop 1991; 129: 197-203.

- Hadra BE. Wiring of the spinous processes in Pott's disease. Trans Am Orthop Assoc 1891; 4: 206.
- Hall JE. Dwyer instrumentation in anterior fusion of the spine. J Bone Joint Surg Am 1981; 63: 1188-90.
- Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS, Cook SD. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. Spine 1994; 19: 2415-20.
- Hamilton A and Webb JK. The role of anterior surgery for vertebral fractures with and without cord impression. Clin Orthop 1994; 300: 79-89.
- Hanakita J, Suwa H, Ihara K, et al. Clinical experience with recently produced devices for use in spinal surgery. Neurol Surg 1992; 20: 243-8.
- Harmon PH. A simplified surgical technic for anterior lumbar disectomy and fusion. Avoidance of complications. Anatomy of the retroperitoneal veins. Clin Orthop 1964; 37: 130-44.
- Harrington P. Surgical instrumentation for management of scoliosis. J Bone Joint Surg 1960; 42A: 1448.
- Harrington P. Treatment of scoliosis correction and internal fixation by spine instrumentation. J Bone Joint Surg 1962; 44A: 591-610.
- Hasegawa K, Takahashi H, Koga Y, et al. Failure characteristics of osteoporotic vertebral bodies monitored by acoustic emission. Spine 1993; 18: 2314-20.
- Hayat MA. Chemical fixation: Post-mortem changes. In: Hayat MA, ed. Principles and Techniques of Electron Microscopy: Biological applications. 3rd ed. Houndmills: Macmillan Press, 1989: 70-2.
- Henle A. Die Versteifung der Wirbelsäule durch Knochentransplantation. Verh Deutsch Ges Chir 1911; 17: 118.
- Henle A. Die operative Schienung der spondylitischen Wirbelsäule. Münchener Med Wschr 1924; 13: 1169.
- Henne-Bruns D, Dürig M, Kremer B, Hrsg. Duale Reihe Chirurgie. 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2003: 1158.
- Hertlein H, Hartl WH, Dienemann H, Schurmann M, Lob G. Thoracoscopic repair of thoracic spine trauma. Eur Spine J 1995; 4(5): 302-7.
- Hibbs RA. An operation for progressive spinal deformities. New York Med J 1911; 93: 1013-6.

- Hibbs RA. Treatment of vertebral tuberculosis by fusion operation. Report on 210 cases. JAMA 1918; 71(10): 1372-76.
- Hibbs RA, Risser JC, Ferguson AB. Scoliosis treated by the fusion operation. An endresult study of three hundred and sixty cases. J Bone Joint Surg 1931; 13A: 91.
- Hitchon PW, Goel VK, Rogge T, Grosland NM, Torner J. Biomechanical studies on two anterior thoracolumbar implants in cadaveric spines. Spine 1999; 24(3): 213-8.
- Hodgson AR and Stock FE. Anterior spine fusion. A preliminary communication on the radical treatment of Pott's disease and Pott's paraplegia. Brit J Surg 1957; 44: 266-75.
- Hodgson AR and Stock FE. Anterior spine fusion for the treatment of tuberculosis of the spine. The operative findings and results of treatment in the first one hundred cases. J Bone Joint Surg 1960; 42A: 295-310.
- Hodgson AR, Stock FE, Fang HSI, Ong GB. Anterior spine fusion for the treatment of tuberculosis of the spine: The operative approach and pathological findings in 412 patients with Pott's disease of the spine. Brit J Surg 1960; 48: 172-8.
- Hopf C. A new primarily stable ventral instrumentation for the spine. Orthop Praxis 1994; 11: 714-8.
- Hopf Ch, Eysel P, Dubousset J. CDH-vorläufiger Ergebnisbericht über ein primärstabiles ventrales Wirbelsäuleninstrumentarium. Z Orthop 1995; 133: 274-81.
- Horton WC, Blackstock SF, Norman JT, Hill CS, Feiertag MA, Hutton WC. Strength of fixation of anterior vertebral body screw. Spine 1996; 21(4): 439-44.
- Humphries AW and Hawk WA. Anterior spine fusion using an internal fixation device. J Bone Joint Surg 1959; 41A: 371-5.
- Johnson RM and McGuire EJ. Urogenital complications of anterior approaches to the lumbar spine. Clin Orthop 1981; 154: 114-8.

- Kääb MJ, Putz R, Gebauer D, Plitz W. Changes in cadaveric cancellous vertebral bone strength in relation to time: a biomechanical investigation. Spine 1998; 23(11): 1215-9.
- Kaneda K, Abumi K, Fujiya M. Burst fractures with neurologic deficits of the thoracolumbar - lumbar spine. Results of anterior decompression and stabilization with anterior instrumentation. Spine 1984; 9: 788-95.
- Kaneda K, Abumi K, Hashimoto T. Biomechanical Study of anterior spinal fixation device in pig spine. Proceedings of the Scoliosis Research Society, Orlando, Florida, 1984.
- Kaneda K, Fujiya N, Satoh S. Results with Zielke instrumentation for idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis. Clin Orthop 1986; 205: 195-203.
- Kaneda K, Abumi K, Fujiya M. Burst fractures with neurological deficits of the thoracolumbar-lumbar spine: Results of anterior decompression and stabilization with anterior instrumentation. Spine 1988; 9: 788-95.
- Kaneda K, Hashimoto T, Saita S, Abumi K. Anterior instrumentation and spinal stabilization in treating fractures and degenerative disease of the thoracolumbar spine. In: Schulitz KP and Winkelmann W, Hrsg. Die instrumentierte Fusion von Wirbelsäulenfrakturen und -erkrankungen. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1988.
- Kaneda K. Anterior approach and Kaneda instrumentation for lesions of the thoracic and lumbar spine. In: Bridwell KH and Dewald RL, eds. The Textbook of Spinal Surgery. Philadelphia, New York, London - Hagerstown: JB Lippincott Company, 1991: 959-90.
- Kaneda K, Satoshi A, Tomoyuki H, Shigenobu S, Masanori F. The treatment of osteoporotic - posttraumatic vertebral collaps using the Kaneda Device and bioactive ceramic vertebral prothesis. Spine 1992; 17: 295-303.
- Kaneda K, Taneichi H, Abumi K, Hashimoto T, Satoh S, Fujiya M. Anterior decompression and stabilization with the Kaneda device for thoracolumbar burst fractures associated with neurological deficits. J Bone Joint Surg (Am) 1997; 79: 69-83.
- King D. Internal fixation for the lumbosacral spine. Am J Surg 1944; 66(66): 357-61.

- King D. Internal fixation for the lumbosacral spine fusions. J Bone Joint Surg 1948; 30A: 560-5.
- Koslowski L, Bushe K-A, Junginger T, Schwemmle K, Hrsg. Die Chirurgie. 4. Auflage. Stuttgart, New York: Schattauer Verlag, 1999: 283-7.
- Kostuik JP. Anterior spinal cord decompression for lesions of the thoracic and lumbar spine, techniques, new methods of internal fixation results. Spine 1983; 8: 512-31.
- Kostuik JP, Errico TJ, Gleasen TF. Techniques of internal fixation for degenerative conditions of the lumbar spine. Clin Orthop 1986; 203: 219-31.
- Kostuik JP. Anterior fixation for burst fractures of the thoracic and lumbar spine with or without neurological involvements. Spine 1988; 13(1): 286-93.
- Kostuik JP, Carl A, Ferron S. Anterior Zielke instrumentation for spinal deformity in adults. J Bone Joint Surg Am 1989; 71: 898-912.
- Krag MH, Beynon BD, Pope MH, Frymoyer JW, Haugh LD, Weaver DL. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine: Design and testing. Clin Orthop 1986; 203: 75-98.
- Krag MH, Beynon BD, Pope MH, DeCoster TA. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. J Spinal Disord 1988; 1(4): 287-94.
- Krag MH. Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A review. Spine 1991; 16(3): 84-99.
- Lange F. Operative Behandlung der Spodylitis. Münchener med Wschr 1909; 14: 1817-8.
- Lange F. Support for the spondylotic spine by means of buried steel bars attached to the vertebrae. Am J Orthop Surg 1910; 8: 344.
- Lieberman IH, Khazim R, Woodside T. Anterior vertebral body screw pullout testing: A comparison of Zielke, Kaneda, Universal spine system, and Universal spine system with pullout-resistant nut. Spine 1998; 23(8): 908-10.
- Lim TH, An HS, Evanich C, et al. Strength of anterior vertebral screw fixation in relationship to bone mineral density. J Spinal Disord 1995; 8: 121-5.

- Lim TH, An HS, Hong JH, et al. Biomechanical evaluation of anterior and posterior fixations in an unstable calf spine model. Spine 1997; 22(3): 261-6.
- Luk KDK, Leong JCY, Reyes L, Hsu LCS. The comparative results of treatment in idiopathic scoliosis using Harrington, Dwyer, and Zielke instrumentations. Spine 1988 ; 14: 275-80.
- Luque ER. Interpedicular segmental fixation. Clin Orthop 1986; 203: 54-7.
- Mack MJ, Regan JJ, McAfee PC, Picetti G, Ben-Yishay A, Acuff TE. Videoassisted thoracic surgery for the anterior approach to the thoracic spine. Ann Thorac Surg 1995; 59(5): 1100-6.
- Magerl F. Die Behandlung von Wirbelsäulenverletzungen. In: Wayand E and Brücke P, Hrsg. Kongressbericht 19. Tgg. Oest. Ges. f. Chirurgie. Bd. 2. Egermann, Wien: 1979; (2).
- Magerl F. Stabilization of the lower thoraco-lumbar spine with external skeletal fixation. Clin Ortop 1984; 189: 125-41.
- Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur Spine J 1994; 3(4): 184-201.
- McAfee PC, Bohlmann HH, Yuan HA. Anterior decompression of traumatic thoracolumbar fractures with incomplete neurological deficit using a retroperitoneal approach. J Bone Joint Surg (Am) 1985; 67: 89-104.
- McAfee PC, Regan JR, Fedder IL, Mack MJ, Geis WP. Anterior thoracic corpectomy for spinal cord decompression performed endoscopically. Surg Laparosc Endosc 1995; 5(5): 339-48.
- Mirbaha MM. Anterior approach to the thoraco-lumbar junction of the spine by a retroperitoneal-extrapleural technic. Clin Orthop 1973; 91: 41-7.
- Niethard FU and Pfeil J, Hrsg. Duale Reihe Orthopädie. 4. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2003: 344-79.
- Ogon M, Haid C, Krismer M, Sterzinger W, Bauer R. Comparison between single-screw and triangulated, double-screw fixation in anterior spine Surgery: A biomechanical test. Spine 1996; 21(23): 2728-34.

- Okuyama K, Sato K, Abe E, Inaba H, Shimada Y, Murai H. Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine: An in vitro study of mechanical stability. Spine 1993; 18: 2240-5.
- Ono A, Brown M, Latta LL, Milne EL, Holmes DC. Triangulated pedicle screw construct technique and pull-out strength of conical and cylindrical screws. J Spinal Disord 2001; 14(4): 323-9.
- Panjabi MM. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: A conceptual framework. Spine 1988; 13: 1129-35.
- Parker LM, McAfee PC, Fedder IL, Weis JC, Geis WP. Minimally invasive surgical techniques to treat spine infections. Orthop Clin North Am 1996; 27(1): 183-99.
- Regan JJ and Guyer RD. Endoscopic techniques in spinal surgery. Clin Orthop 1997; 335: 122-39.
- Richardson AB, Taylor ML, Murphee B. TSRH Instrumentation: Evolution of a new system. Orthopaedic nursing 1990; 9: 15-21.
- Riseborough EJ. The anterior approach to the spine for the correction of deformities of the axial skeleton. Clin Orthop 1973 ; 93: 207-14.
- Roy-Camille R, Saillant G, Berteaux D, Marie-Anne S. Osteosynthesis of thoracolumbar spine fractures with metal plates screwed through the vertebral pedicles. Reconstr Surg Traumatol 1976; 15: 2-16.
- Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Plating of thoracic, thoraco-lumbar, and lumbar injuries with pedicle screw plates. Orthop Clin North Am 1986; 17: 147-59.
- Royle ND. The treatment of spastic paralysis by sympathetic ramisection. Surg Gynec Obstet 1924; 39: 701-20.
- Royle ND. The operative removal of an accessory vertebra. Med J Australia 1928; 1: 467-8.
- Rüter A, Trentz O, Wagner M, Hrsg. Unfallchirurgie. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg: 1995: 424-51
- Ruland CM, McAfee PC, Warden KE, Cunningham BW. Triangulation of pedicular instrumentation: A biomechanical analysis. Spine 1991; 16: 270-6.

- Samuelson WO and Simmons EH. Factors affecting success in adult spinal fusion. Proceedings of the International Society for the Study of the Lumbar Spine 1989; 83.
- Sanden B, Olerud C, Johansson C, Larsson S. Improved bone-screw interface with hydroxyapatite coating: An in vivo study of loaded pedicle screws in sheep. Spine 2001; 26(24): 2673-8.
- Schuler P, Clemens D, Rossak K. Retroperitoneale Gefäßverletzungen nach lumbalen Bandscheibenoperationen. Z Orthop 1983; 121: 203-5.
- Schulitz KP and Winkelmann W. Die Instabilität bei Wirbelsäulentumoren. In: Junghanns H, Hrsg. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1988: Bd 107.
- Sell P, Collins M, Dove J. Axial pullout strength in the lumbar spine. Spine 1988; 13(9): 1075-6.
- Shimamoto N, Kotani Y, Shono Y, et al. Biomechanical evaluation of anterior spinal instrumentation systems for scoliosis: In vitro fatigue simulation. Spine 2001; 26 (24): 2701-8.
- Shono Y, McAfee PC, Cunningham BW. Experimental study of thoracolumbar burst fractures. A radiographic and biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems. Spine 1994; 19: 1711-22.
- Soshi S, Shiba R, Kondo H, Murota K. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. Spine 1991; 16: 1335-41.
- Spivak JM, Neuwirth MG, Giordano CP, Bloom N. The perioperative course of combined anterior and posterior spinal fusion. Spine 1994; 19: 520-5.
- Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. Clin Orthop 1986; 203: 45-53.
- Suezawa Y, Bernowski FP, Jacob HAC. A comparison of long term results of three types of posterior fusion. Int Orthopaed 1981; 5: 291-7.
- Ulrich H. Materialbelastungsprüfung bei VDS- und Dwyer-Implantaten. Skoliose und Kyphose 1976; 72: 116.

- von Stempel A, Plitz W, Kühle J, Seidel T, Sukopp C. Biomechanische Voraussetzungen zur Stabilitätsuntersuchung von Osteosyntheseverfahren an der Wirbelsäule. Unfallchirurgie 1994a; 97: 343-6.
- von Stempel A, Seidel T, Plitz W. Stabilität von Pedikelschrauben. Teil 1. Z Orthop 1994b; 132: 75-81.
- Weber A and Peyer J. Ergebnisse der dorsalen lumbosakralen Spondylodese. Z Orthop 1974; 112: 779-81.
- Weinstein JN, Rydevik BL, Rauschnig W. Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. Clin Orthop 1992; 284: 34-46.
- Wilson PD and Straub LR. Spine fusion with internal plate fixation. N Y State J Med 1952; 52(24): 3003-4
- Wittenberg RH, Shea M, Swartz DE, Lee KS, White AA III, Hayes WC. Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. Spine 1991; 16(6): 647-52.
- Yuan HA, Mann KA, Found EM. Early clinical experience with the Syracuse I-Plate. An anterior spinal fixation device. Spine 1988; 13: 278-85.
- Zdeblick TA, Warden KE, Zou D, McAfee PC, Abitbol JJ. Anterior spinal fixators: A biomechanical in vitro study. Spine 1993; 18(4): 513-7.
- Zielke K, Stunkat R, Duquesne J, Beaujean F. Ventrale Derotationsspondylodese. Orthop Praxis 1975; 11: 562-9.
- Zielke K and Pellin B. Neue Implantate zur Ergänzung des Harrington-Systems. Z Orthop 1976; 114: 534-7.
- Zielke K, Hrsg. Skoliose und Kyphose. Die operative Behandlung vom vorderen Zugang. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1978.
- Zielke K. Ventrale Derotationsspondylodese, Behandlungsergebnisse bei idiopathischen Lumbalskoliosen. Z Orthop 1982; 120(3): 320-29.
- Zielke K and Rodegerdts U. Operative Behandlung der fixierten Kyphose bei Spondylitis ankylosans. Indikation, Komplikationen und Ergebnisse. Vorläufiger Bericht über 78 Fälle. Z Orthop 1985; 123: 679-82.
- Zindrick MR, Wiltse LL, Widell LH, et al. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. Clin Orthop 1986; 203: 99-112.

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Wolfgang Ertel bedanken, der mir die Durchführung dieser Arbeit an seiner Klinik ermöglichte.

Mein größter Dank gilt Herrn Dr. Christoph E. Heyde, der mir nicht nur dieses spannende Thema anvertraute, sondern mir viel Geduld und Vertrauen entgegengebracht hat. Neben seinen Anregungen, Ideen und wertvollen Ratschlägen, ohne welche die Arbeit nicht in dieser Form entstanden wäre, gab er mir die Gelegenheit, meine eigenen Vorstellungen umzusetzen. Die Zusammenarbeit und insbesondere seine Diskussionsbereitschaft war eine wichtige Voraussetzung für das Entstehen und das Gelingen der Arbeit. Unsere Zusammenarbeit war angenehm und produktiv, was zu einem freundlichen Arbeitsklima führte.

Ich danke auch Herrn Peter Zimmermann vom Development Engineer Business Unit Spine (Mathys Medizinaltechnik) für die freundliche Bereitstellung Ihrer Produkte. Mein Dank gilt auch Herrn Dipl. Masch.- Ing. Daniel Baumgartner, der die Testung in der Robert-Mathys-Stiftung leitete und für Fragen immer zur Verfügung stand.

Nicht zuletzt gilt hier mein persönlicher Dank ganz besonders meinen Eltern, die mich in allen Höhen und Tiefen meines Studiums unterstützt und meine Ausbildung in dieser Form ermöglicht haben. Besonders danke ich meinen Geschwistern, insbesondere meinem Bruder Herrn Dipl. Wi.- Ing. Metin Fidan, der mich nicht nur bei der formalen Gestaltung unterstützen konnte, sondern mir auch beim Lesen der Korrekturen zur Seite stand

Ebenso danke ich meiner Freundin Gamze, die mir mit viel Geduld und Kritik bei der Ausarbeitung dieser Arbeit zur Seite stand und mich immer wieder auf das neueste motivierte.

Ohne Sie wäre diese Arbeit niemals zustande gekommen.

Lebenslauf

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

Erklärung

„Ich, Sefer Fidan, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

**Biomechanische Analyse eines ventral implantierbaren
Doppelschraubensystems am Knochenmodell**

Prüfung verschiedener Positionierung von anterioren
Doppelschraubenverankerungen im Wirbelkörpermodell, zur Verbesserung der
Stabilität ventraler Implantate

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Berlin, den 22.02.2008

Sefer Fidan