

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie  
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Winfried Winkelmann-

# **Biomechanische Untersuchung von ventralen Doppelstab- und Schraubensystemen im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule**

INAUGURAL - DISSERTATION  
zur  
Erlangung des doctor medicinae  
der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von  
**Andreas Möller**  
aus Detmold

Münster 2007

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität  
Münster.

**Berichterstattung:**

Dekan: **Univ.-Prof. Dr. med. Volker Arolt**  
1. Berichterstatter: **Priv.-Doz. Dr. med. Viola Bullmann**  
2. Berichterstatter: **Prof. Dr. med. Timm Filler**  
Tag der mündlichen Prüfung: **08.10.07**

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Orthopädie  
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Winfried Winkelmann -  
Referentin: Priv.-Doz. Dr. med. Viola Bullmann  
Koreferent: Prof. Dr. med. Timm Filler

## Zusammenfassung

### **Biomechanische Untersuchung von ventralen Doppelstab- und Schraubensystemen im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule**

Doktorand: Möller, Andreas

Die vorgelegte Inaugural-Dissertation beschreibt eine experimentelle Studie über die in Münster entwickelte HZI (Halm-Zielke-Instrumentation). Es handelt sich hierbei um ein ventrales Wirbelsäulenimplantat, welches Einsatz bei der operativen Korrektur der idiopathischen Thorakal-, Thorakolumbal- und Lumbalskoliose von ventral findet. In dieser Arbeit soll die Weiterentwicklung des Halm-Zielke-Instrumentariums für die Brustwirbelsäule untersucht werden. Dazu wird mittels einer experimentellen Studie die Ausrissfestigkeit des ventralen thorakalen Doppelstab-Schraubensystems bei verschiedenen Instrumentationstypen getestet.

**Fragestellung:** Eine bikortikale Verschraubung lässt im Gegensatz zu einer monokortikalen eine stabilere Instrumentation erwarten. Exzessive bikortikale Instrumentationen im Bereich der Brustwirbelsäule sind in Bezug auf die Nähe der Schraubenspitze zur thorakalen Aorta gefürchtet. Das Ziel dieser experimentellen Studie war es, festzustellen, ob eine bikortikale Verschraubung eines ventralen Doppelstabsystems eine signifikant höhere Ausrissstabilität aufweist als vollständig oder teilweise monokortikale Instrumentationen.

**Methode:** Auf standardisierte Weise wurden im Vergleich Ausrissversuche mit insgesamt 94 humanen Wirbelkörpern, 13 Schweinewirbelkörpern und 61 Kunstwirbelkörpern aus Polyurethan durchgeführt. Dieser Kunststoff hat in seinem Aufbau Ähnlichkeit mit der spongiösen Knochenstruktur. Er reduzierte so, bei immer gleicher Struktur aller 61 Polyurethan-Zylinder, die Streubreite der Versuchsergebnisse. Dabei wurden die einzelnen Wirbelkörper mit teils bi- teils monokortikalen Instrumentationsweisen getestet.

**Ergebnisse:** Eine bikortikale Verschraubung zeigte eine höhere Ausrissstabilität als vollständig oder teilweise monokortikale Instrumentationen.

**Schlussfolgerungen:** Die bikortikale Verschraubung erhöht bei der Ein- oder Zwei-Schraubentechnik in der ventralen Instrumentation von Brustwirbeln signifikant die Stabilität der Schraubenverankerung.

Tag der mündlichen Prüfung: 08.10.07

<b>Inhaltsverzeichnis:</b>	<b>Seite:</b>
<b>I</b>	<b>Berichterstattung..... i</b>
<b>II</b>	<b>Zusammenfassung..... ii</b>
<b>III</b>	<b>Inhaltsverzeichnis..... iii – vi</b>
<b>IV</b>	<b>Eidesstattliche Erklärung..... vii</b>
<b>1</b>	<b>Einleitung..... 1 - 7</b>
1.1	Definition der idiopathischen Skoliose und historischer Rückblick..... 1
1.2	Morphologische Einteilung der idiopathischen Adoleszentenskoliosen nach King et al..... 2
1.3	Operative Verfahren..... 2 - 4
1.4	Probleme bei ventralen bikortikalen Instrumentationen..... 5 - 7
1.5	Fragestellung ..... 7
<b>2</b>	<b>Material und Methode..... 8 - 22</b>
2.1	Was ist eine Körperspende?..... 8
2.2	Präparation, Versuchsaufbau, Versuchsdurchführung und QCT-Messung..... 8 - 21
2.2.1	Allgemeiner Versuchsaufbau und Präparation ..... 8
2.2.2	Probleme bei der Präparation..... 11
2.2.3	Implantate..... 11
2.2.4	Implantation und Versuchsdurchführung..... 14
2.3	Versuche mit humanen Wirbelkörpern und Schweine Wirbelkörpern..... 17 - 18
2.3.1	Versuchsbeschreibung..... 17
2.3.2	Probleme..... 18
2.4	Versuche mit Sawbone-Zylindern..... 18 - 21

2.4.1	Versuchsbeschreibung.....	18
2.4.2	Probleme.....	19
2.5	Statistik.....	21 - 22
<b>3</b>	<b>Ergebnisse und Statistische Auswertung.....</b>	<b>23 – 51</b>
3.1	Humane Wirbelkörper und Schweinewirbelkörper.....	23 - 47
3.1.1	Ergebnisse der Ausrissversuche.....	23
3.1.1.1	Osteoporotische humane Wirbelkörper.....	23
3.1.1.2	Humane Wirbelkörper mit physiologischer Knochendichte.....	24
3.1.1.3	Schweinewirbelkörper.....	24
3.1.2	Ergebnisse der Knochendichtemessungen.....	29
3.1.2.1	Osteoporotische humane Wirbelkörper.....	29
3.1.2.2	Humane Wirbelkörper mit physiologischer Knochendichte.....	30
3.1.3	Korrelation zwischen Wirbelkörpergröße und Ausrisskraft.....	36
3.1.3.1	Osteoporotische humane Wirbelkörper.....	37
3.1.3.2	Humane Wirbelkörper mit physiologischer Knochendichte.....	37
3.1.3.3	Schweinewirbelkörper.....	37
3.1.4	Korrelation zwischen Schraubenlänge und Ausrisskräften.....	40
3.1.4.1	Osteoporotische humane Wirbelkörper.....	41
3.1.4.2	Humane Wirbelkörper mit physiologischer Knochendichte.....	41
3.1.4.3	Schweinewirbelkörper.....	41
3.1.5	Statistik.....	44
3.2	Sawbone-Zylinder.....	47 - 51
3.2.1	Ergebnisse und deskriptiver Vergleich.....	47
3.2.2	Statistik.....	48

<b>4</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>52 - 65</b>
4.1	Humane Wirbelkörper und Schweinewirbelkörper.....	52 - 60
4.1.1	Interpretation der Ausrissversuche und Instrumentationstypen.....	52
4.1.2	Interpretation der Einflussgrößen Knochendichte und -qualität.....	54
4.1.3	Einflussfaktor Wirbelkörpergröße.....	58
4.1.4	Einflussfaktor Schraubenlänge.....	59
4.1.5	Alternativen zu bikortikalen Instrumentationen.....	60
4.2	Sawbone-Zylinder.....	61 - 64
4.2.1	Interpretation der Versuche mit Sawbone-Zylindern.....	61
4.2.2	Vergleich HZI versus bikortikaler Einzelschraube mit Krampe in Sawbone-Zylinder.....	62
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>65 - 66</b>
<b>6</b>	<b>Verzeichnisse.....</b>	<b>67 - 79</b>
6.1	Abkürzungsverzeichnis.....	67 - 69
6.2	Tabellenverzeichnis.....	70
6.3	Abbildungsverzeichnis.....	71 - 73
6.4	Literaturverzeichnis (alphabetisch).....	74 - 77
6.4.1	Fachzeitschriften und –magazine.....	74
6.4.2	Fachlehrbücher.....	76
6.4.3	Internet- und Emailadressen.....	77
<b>7</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>78 - 79</b>
<b>8</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>80</b>

<b>9</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>I - V</b>
9.1	Beispiel zur Verfügung einer Körperspende.....	I
9.2	Kingklassifikation.....	II
9.3	Stadieneinteilung der Osteoporosegrade.....	II
9.4	Implantate.....	III
9.4.1	DePuySpine.....	III
9.4.2	Micomed Ortho Implants.....	III
9.5	Materialprüfung.....	IV- V
9.6	Kunststoffzylinder.....	VI

## **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Titel „Biomechanische Untersuchung von ventralen Doppelstab- und Schraubensystemen im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule“ am Universitätsklinikum Münster, Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie unter Anleitung von Priv.-Doz. Dr. med. Viola Bullmann selbständig angefertigt, nur unter Benutzung der im Literaturverzeichnis angegebenen Arbeiten angefertigt und sonst kein anderes gedrucktes oder ungedrucktes Material verwendet, keine unerlaubte fremde Hilfe in Anspruch genommen, sie weder in der gegenwärtigen noch in einer anderen Fassung einer in- oder ausländischen Fakultät als Dissertation, Semesterarbeit, Prüfungsarbeit, oder zur Erlangung eines akademischen Grades, vorgelegt habe.

Andreas Möller  
St. Omer Str. 28  
32756 Detmold

Münster 2007

## 1 Einleitung

### 1.1 Definition der idiopathischen Skoliose und historischer Rückblick

Bei einer Skoliose<sup>1</sup> handelt es sich um eine dauerhafte Verkrümmung der Wirbelsäule mit gleichzeitiger Rotation und Torsion infolge der Asymmetrie von Wirbelsäulenkomponenten. Diese Krümmung geht einher mit zusätzlichen Veränderungen im sagittalen Wirbelsäulenprofil, wodurch die Skoliose als eine dreidimensionale Deformität definiert ist. Sie ist bereits seit Jahrtausenden bekannt und oftmals schon mit bloßem Auge an einem Rippenbuckel erkennbar, der durch Verdrehung des knöchernen Thorax zustande kommt.

Im zweiten Jahrhundert vor Christus führte Galen den Begriff „Skoliose“ sowie auch die das Profil der Wirbelsäule beschreibenden Begriffe „Kyphose“ und „Lordose“ in die medizinische Terminologie ein. Dabei bezeichnet die Kyphose eine nach dorsal konvexe Krümmung der Wirbelsäule, die in der Brustwirbelsäule physiologisch angedeutet ist. Als Lordose definierte er die nach ventral konvexe Verbiegung der Wirbelsäule in der Medianebene, die in geringem Maß in der Hals- und Lendenwirbelsäule physiologisch ist. Bei der idiopathischen Thorakalskoliose gehört die lordotische Deformität im Sinne eines Flachrückens mit dazu.

Hippokrates war der erste Wissenschaftler, der umfassend über Deformitäten der Wirbelsäule sowie deren Therapie publizierte (Moe et al. 1978). Er entwickelte das Konzept der longitudinalen Traktion als primäre Behandlungsmodalität. Ambrose Paré (1634) ließ im 16. Jahrhundert von einem Waffenschmied ein Metallkorsett anfertigen, um somit als erster durch eine Orthese eine Redression der Wirbelsäulendeformität zu erzielen. Allerdings erkannte er, dass eine orthetische Versorgung von Skoliosen nach Wachstumsabschluss sinnlos ist. Chronologische Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der konservativen Skoliosebehandlung waren der im Liegen angefertigte Redressionsgips von Bradford und Brackett (1895) sowie die Modifikation nach Risser (1955) mit dem nach ihm benannten Rissertisch und Cotrel mit dem E.D.F.- Rumpfgips. Die Abkürzung E.D.F. steht dabei für die redressierenden Eigenschaften Elongation, Derotation und Flexion.

1945 führte Blount das Milwaukee-Korsett als Prototyp einer Cervico- Thorako- Lumbo- Sakralen Orthese zunächst zur postoperativen Immobilisation von Skoliosepatienten ein (Blount 1972). Doch schon nach kurzer Zeit wurde dieses zusammen mit Moe weiterentwickelte Korsett weltweit auch zur konservativen Behandlung von strukturellen Skoliosen und Kyphosen benutzt.

---

<sup>1</sup> <http://diss.fu-berlin.de/2003/14/kapA.pdf> (Stand: 17.03.05)

<http://www.medizininfo.de/ruecken/anatomie/wirbelsaeule.shtml> (Stand: 17.03.05)

[http://www.m-ww.de/krankheiten/orthop\\_erkrankungen/skoliose.html](http://www.m-ww.de/krankheiten/orthop_erkrankungen/skoliose.html) (Stand: 17.03.05)

## **1.2 Morphologische Einteilung der idiopathischen Adoleszentskoliosen nach King et al.**

Im Jahre 1983 legten King et al. eine Klassifikation der Thorakalskoliosen (s. Anhang 9.2) von fünf Krümmungstypen vor, wobei sie sich vorwiegend für thorakale Skoliosen interessierten. Diese King-Klassifikation fand weitgehende Anerkennung und Verbreitung. Sie beinhaltet neben der rein morphologischen Formbeschreibung der Kurve zusätzlich Operationsempfehlungen. Hauptkritikpunkte an dieser Klassifikation beziehen sich vor allem auf die geringe Reproduzierbarkeit und Reliabilität, die fehlende Unterscheidung einer thorakolumbalen von einer lumbalen Hauptkrümmung bei der King-I-Skoliose sowie das Fehlen von Double- und Triple-Major-Curves in der von King vorgelegten Klassifikation. Folglich strengten in den letzten Jahren Autoren wie Lonstein et al., die sieben Kurventypen unterscheiden, eine Überarbeitung der King-Einteilung an. In dieser wird bei der King-I-Skoliose nunmehr eine thorakolumbale von einer wahren lumbalen Hauptkrümmung unterschieden.

Eine Erweiterung der von King vorgelegten Klassifikation wurde von Richards vorgelegt, der sich insbesondere für die Typ-II-Skoliose nach King interessiert. Er differenziert bei dieser heterogenen Gruppe eine Typ II-A von einer Typ II-B Krümmung, wobei die erstere durch eine sehr flexible lumbale Nebenkrümmung charakterisiert ist. Die Typ-II-B-Krümmung hingegen weist eine deutlich rigidere Nebenkrümmung auf, was bei selektiver thorakaler Instrumentation, wie sie für die Typ-II-Kurven von King empfohlen wurde, häufig zu Dekompensationen der lumbalen Nebenkrümmung führen kann. Mittlerweile ist von Lenke eine vollkommen neue Einteilung etabliert. Diese neue Klassifikation, die hinsichtlich Reliabilität die alte King-Klassifikation übertrifft, berücksichtigt neben dem frontalen Profil anders als bei King zusätzlich das sagittale Profil und beinhaltet ebenso Empfehlungen hinsichtlich des operativen Vorgehens.

## **1.3 Operative Verfahren**

Erste historische Verweise auf Skolioseoperationen stammen aus dem Jahre 1839 von Jules Guerin, der ein muskuläres Ungleichgewicht der paraspinalen Muskulatur für die Ätiologie der Skoliose verantwortlich machte und daher 57 Patienten einer perkutanen Myotomie unterzog. Die von ihm dabei erzielten Ergebnisse stellten sich als enttäuschend heraus, so dass diese Form der Operation bald wieder verlassen wurde.

Im Jahre 1914 berichtet Galloway von drei operierten Skoliosepatienten, die nach der von Fred Albee beschriebenen Methode der knöchernen Fusion von Wirbelbögen operiert wurden. Hierbei wurden die Dornfortsätze gespalten und ein Tibiaspan angelegt. Die ersten dokumentierten Serien von insgesamt 360 Skolioseoperationen stammen aus dem Jahre 1931

von Hibbs nach der von ihm ursprünglich zur operativen Stabilisierung von tuberkulöser Spondylitis entwickelten Methode, die in Grundsätzen der Methode nach Fred Albee ähnelt. Hibbs frakturierte die Dornfortsätze an der Basis, legte sie nach kranial beziehungsweise nach kaudal um, verödete die Wirbelbogengelenke im Spondylodesebereich, löste Knochenlamellen aus den Wirbelbögen und legte diese ebenfalls nach kaudal und kranial um. Spätere Autoren behielten im Wesentlichen diese Methode der Wirbelbogengelenksverödung und autologen Knochenanlagerung zur Erzielung einer suffizienten Spondylodese bei. In den folgenden Jahren wurden als ersten von Ghormley 1933 zunehmend autologe Beckenkammspäne an die Spondylodeseestrecke angelagert.

Ein weitgehender Durchbruch in der Skoliosechirurgie wurde jedoch erst im Jahre 1959 durch Paul Harrington erreicht. Er war der erste auf diesem Gebiet, der Implantate in Form eines dorsalen konkaven Distraktionsstabes und später nach einer Modifikation zusätzlich einen konvexen Kompressionsstab erfolgreich in der nach ihm benannten Methode verwendete. In den folgenden Jahren wurden zahlreiche weitere dorsale Wirbelsäuleninstrumentarien zur Aufrichtung und Stabilisierung entwickelt, wovon die segmentale Wirbelsäuleninstrumentation nach Luque hervorzuheben ist.

Das Instrumentarium nach Luque, im Jahre 1975 entwickelt, beinhaltet als Grundkonzept eine sublaminare Verdrahtung mit Anlagerung von L-förmigen Stäben. Hierdurch wird eine hohe Primärstabilität erzielt, die eine postoperative Ruhigstellung mit Hilfe eines Gipses oder Korsetts nicht mehr erforderte.

Ursprünglich wurde es vor allem zur Therapie neuromuskulärer Skoliosen entwickelt, fand und findet noch heute zum Teil Einsatz auch zur operativen Behandlung idiopathischer Skoliosen. Das noch heute gültige operative Grundkonzept auf dem Gebiet der dorsalen Instrumentation von Skoliosen stellt das im Jahre 1984 entwickelte Verfahren nach Yves Cotrel und Jean Dubousset dar. Das nach ihnen benannte Instrumentarium beinhaltet zwei Basisprinzipien:

1) Stabile Fixation durch eine Rahmenkonstruktion mit Hilfe von Querverbindungen durch sog. DDT's (Abk. für Dispositif de Traction Transversale = Querverbinder), 2) dreidimensionale Krümmungskorrektur durch folgende drei Mechanismen: a) selektive Haken- oder Schraubenspositionierung an strategischen Wirbeln, b) Rotation des vorgebogenen Stabes zur Wiederherstellung eines befriedigenden sagittalen Profils, c) selektive Kompression oder Distraction, die bei Bedarf am gleichen Stab angewendet werden kann. Dieses Verfahren ermöglicht eine korsettfreie Nachbehandlung und als dorsales Instrumentarium eine dreidimensionale Krümmungskorrektur.

Anderen neueren dorsalen Wirbelsäuleninstrumentarien wie das „Spinefix“ oder das „Texas Scottish Rite Hospital“-Instrumentarium liegen diese Grundprinzipien des Cotrel-Dubousset-Verfahrens mit kleineren Veränderungen zu Grunde. Neuere Arbeiten zeigen bessere Korrektur und höhere Primärstabilität bei rein Pedikelschrauben tragenden Systemen ohne Verwendung von Haken.

Erst deutlich später erfolgten die ersten ventralen Instrumentationen von Wirbelsäulen. Sie wurden erst durch Hodgson und Stock ermöglicht, die den ventralen transpleuralen-retroperitonealen Zugang zur unteren Brust- und Lendenwirbelsäule standardisierten und als erste erfolgreich mehr als 400 Patienten mit tuberkulöser Spondylodiszitis operierten.

Die ventrale Instrumentation zur Behandlung der Skoliose wurde erst im Jahre 1964 durch Dwyer aufgegriffen. Er setzte anstelle der konkavseitigen Distraction des Verfahrens nach Harrington die verkürzende konvexseitige Kompression mit Hilfe von ventral konvexseitig angebrachten Schrauben ein, die durch ein geflochtenes Titankabel nach vorheriger Bandscheibenausräumung verbunden werden. Dieses neue ventrale Verfahren bot gegenüber den damals gebräuchlichen dorsalen Operationsmöglichkeiten Vorteile durch Verringerung des neurologischen Operationsrisikos aufgrund Verkürzung der Wirbelsäule, der kurzen Fusionsstrecke, der besseren Tragfähigkeit durch interkorporelle Fusion sowie der besseren Korrekturmöglichkeit eines kontrakten Beckenschiefstandes. Ein großer Nachteil der fehlenden Möglichkeit einer Wirbelkörperderotation wurde im Jahre 1975 durch die von Zielke entwickelte Ventrale Derotationsspondylodese (VDS) behoben. Er verwendete anstatt des Titankabels einen Gewindestab. Eine beim Dwyer-Verfahren beobachtete instrumentationsbedingte pathologische Kyphosierung stellte anfangs die Hauptindikation für das Zielke-Verfahren dar. Diese v.a. im Lumbalbereich lokalisierte Kyphosierung konnte aber auch mit Hilfe des Zielke-Gewindestabes nicht erreicht werden. Als neueste Entwicklungen auf dem Gebiet der ventralen Instrumentarien sind die ventrale Lordosierungs- und Derotationsspondylodese (VLDS) und die primärstabilen Kaneda-, Halm-Zielke- und CDH-Doppelstabinstrumentarien zu nennen, deren Grundkonzept aber nach wie vor auf dem der Zielke-Instrumentation basieren.

Doppelstabinstrumentationen haben gegenüber Einstabsystemen den Vorteil der erhöhten Primärstabilität, während es bei Einstabinstrumentationen zu Stabbrüchen und Pseudarthrosen sowie zu kranialen Schraubenausrissen gekommen ist. Daher wurde die seit vielen Jahren im Rahmen der Behandlung von thorakolumbalen Skoliosen bewährte Halm-Zielke-Instrumentation (HZI) [Halm 1997] in seinen Dimensionen modifiziert. Die Korrektur und Stabilisierung erfolgt durch Kombination eines 4mm-Gewinde- oder später eines glatten 4mm-Stabes und eines 5mm Profilstabes. Da die HZI zunächst nur Anwendung im thorakolumbalen Bereich fand, wurde ein auf dieser Grundlage basierendes für Thorakalskoliosen gedachtes [Liljenqvist et al. 2006] System entwickelt. Bei der neuen HZI ist die Halm-Liljenqvist-Platte für die Brustwirbelsäule kleiner, aber mit der bisherigen HZI kompatibel. Die Ausrisskraft der originalen HZI im Wirbelkörper wurde in der eingangs bereits erwähnten Habilitationsschrift von Prof. Halm beschrieben. In der Untersuchungsreihe zog er einen Vergleich zwischen der VDS-Einfachverschraubung und der HZI. Die axiale Haltekraft war signifikant besser. Vorteilhaft weiterhin war der wesentlich längere Ausrissweg. Zudem wurde in einer weiteren Versuchsanordnung festgestellt, dass das Doppelstabsystem die Kompressionsstabilität um den Faktor 2, die Torsion um den Faktor 4 augmentierte.

#### 1.4 Probleme bei ventralen bikortikalen Instrumentationen

Knochen haben eine dünne oberflächliche Schicht kompakten Knochens, die Substantia corticalis. Das gesamte Innere füllt ein Schwammwerk aus feinen Knochenbälkchen aus, Substantia spongiosa. Bei einer monokortikalen Instrumentation dringt die Schraube nur durch die Kortikalisschicht an der Insertionsstelle. Die Schraubenspitze verbleibt in der Spongiosa. Bei bikortikalen Schrauben durchdringt die Schraubenspitze zudem die zweite Kortikalis.

Neben der in dieser Dissertation im Folgenden abgehandelten verbesserten Haltstabilität bikortikaler versus monokortikaler Instrumentationen sind Risiken bei bikortikalen Verschraubungen zu erwähnen.

In einer Studie von Daniel J. Sucato [Sucato et al. 2003] wurden 36 Patienten mit einer rechtskonvexen thorakalen idiopathischen Skoliose und 43 Patienten ohne Skoliose untersucht. Zunächst wurde radiographisch der Cobbwinkel bestimmt, der im Durchschnitt bei 55,2° lag. Mittels Magnetresonanztomographie in Höhe vom 4. Brustwirbel bis zum 3. Lendenwirbel wurde der Abstand zwischen der Aorta und den Wirbelkörpern und dem Spinalkanal gemessen.

Dabei wurden keine Unterschiede bezüglich Alter und Geschlecht festgestellt. Jedoch war die Aorta bei der Skoliosegruppe um 4,0mm nach laterodorsal verschoben. Dieses Problem birgt die Gefahr, dass bei der ventralen bikortikalen Schraubeninstrumentation die Schraubenspitze möglicherweise zu nah an der Aorta zu liegen kommt. Dies ergab auch eine daran anschließende Untersuchung: Von insgesamt 106 Verschraubungen lagen 13 (= 12 %) bereits dicht an der Aorta. Bei dieser Instrumentation handelte es sich um thorakoskopisch implantierte Schrauben.

Ohnishi et al. berichteten von einer Aortenruptur bei einem 53jährigen Mann mit Kaneda-Instrumentation nach Stabilisation eines gebrochenen 11. Brustwirbels.

Matsuzaki et al. gaben an, dass bei einem Patienten eine im 6. Brustwirbel verankerte Schraube die Aorta penetrierte, was eine Kürzung der Schraube sowie eine Resektion des betroffenen Aortensegments und Ersatz mittels Patchübernähung nötig machte.

Wichtig zu nennen ist ebenso eine aus der hiesigen Klinik und Poliklinik für Orthopädie des Universitätsklinikums Münster [Bullmann et al. 2005]: Bei dieser Untersuchung wurden 20 Patienten mit thorakaler idiopathischer Skoliose mit einem anterioren Doppelschraubensystem operativ versorgt. Die Schrauben wurden dabei bikortikal in den Wirbelkörpern instrumentiert. Postoperativ wurde mittels CT die Länge und Weite der Wirbel, der Aortendurchmesser, sowie die Distanz zwischen Aorta und dem nächstliegenden Wirbelkörper ermittelt. Ebenso wurde die geringste Distanz zwischen den Schraubenspitzen und der Aorta berechnet. Insgesamt wurden 161 Schrauben beurteilt. Zum prä- versus postoperativen Vergleich lagen entsprechend angefertigte CT- und MRT-Aufnahmen der einzelnen Wirbelsäulen vor.

Ergebnisse: Die Distanz zwischen Aorta und Wirbelkörper apikal verringerte sich im Vergleich prä- zu postoperativ von 5,9mm (2,2 bis 11,6mm) auf 3,4mm (1,4 bis 5,1mm). Die Unterschiede der Endwirbel zueinander waren allerdings minimal.

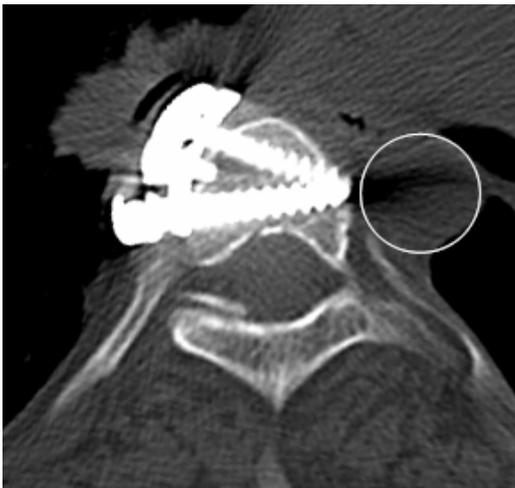
In einer weiteren Studie [Bullmann et al. Spine 2006] wurde festgestellt, dass die Aorta präoperativ weiter laterodorsal positioniert war als postoperativ. Im Scheitelwirbelbereich änderte sich der Winkel zwischen Wirbel und Aorta von präoperativ  $70,7^\circ$  ( $52^\circ$  bis  $97^\circ$ ) auf  $42,2^\circ$  ( $27^\circ$  bis  $68^\circ$ ) postoperativ.

96 der 105 posterioren Schrauben (91 %) und 50 der 56 (89 %) der anterioren Schrauben waren bikortikal verankert. Die Schrauben durchdrangen den Wirbelkörper im Mittel um 2,8mm, wobei sie sich der Aorta im Bereich T5 und T6 mit im Durchschnitt 6,2mm (posteriore Schrauben) und 4,4mm (anteriore Schrauben) näherten. Die Distanz zwischen Spinalkanal und posteriorer Schraube lag mit Mittel bei 4,0mm.

Diese Studien kamen zu dem Ergebnis, dass eine sichere bikortikale Verschraubung in der offenen Technik bei den meisten Wirbelkörpern möglich sei, da der Wirbelsäulen chirurg mit seinem Finger auf der Gegenseite die Schraubenspitze palpieren kann.

### Abbildung 1:

CT-Aufnahme einer bikortikalen Instrumentation. Die mit dem Kreis markierte Aorta liegt weniger als 3mm von den Schraubenenden entfernt [Bullmann et al. 2005]



Diese Studienergebnisse legen zudem die Frage nahe, welchen Einfluss die bikortikale im Gegensatz zur monokortikalen Verschraubung auf die Ausrissfestigkeit hat. Bisherige Ausrissversuche an thorakolumbalen Wirbelsäulen, bei denen stets nur die einzelnen Schrauben und nicht ein ganzer Doppelschraubenplattenverbund geprüft wurden, zeigten bei bikortikalen Verschraubungen eine insgesamt gesehen bessere Haltefunktion. Erstmals wurde ein Doppelschraubenplattenverbund im Rahmen der o.g. HZI-Studie bezüglich der Haltestabilität geprüft. Dabei wurden zyklische Belastungstests zur Überprüfung der Haltestabilität des Implantats durchgeführt. Nach den Tests kam man zu dem Ergebnis, dass der Plattenverbund mit Doppelstabsystem eine signifikant höhere Primärstabilität behauptete. Allerdings zeigte sich in anderen Studien [Breeze, Scott et al. 1998], dass die Haltestabilität

stark abhängig von der Knochendichte war, so dass bei stark osteoporotischen Knochen kaum ein Unterschied zwischen den einzelnen Verschraubungen festzustellen war.

In dieser Dissertation wurden bezugnehmend auf den Aspekt der besseren Haltefunktion im Doppelschraubenplattenverbund ausgiebig sowohl Experimente mit vollständig bikortikalen, als auch monokortikal instrumentierten Schrauben durchgeführt. Weiterhin wurden auch Versuche mit nur teilweise mono- oder bikortikalen Instrumentationstypen durchgeführt. Bei diesen galt es herauszufinden, ob auch nur eine vollständig bikortikale Schraube (während die andere des Doppelschraubensystems monokortikal instrumentiert wurde) bereits die Ausrissstabilität signifikant augmentierte.

### **1.5 Fragestellung**

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Fragestellung, ob und in welchem Maße ein bikortikales Verschraubungssystem bessere Ausrissstabilität als ein monokortikales hat. Des Weiteren wird ein Vergleichstest gezogen zwischen der Haltestabilität der Verschraubungssysteme bei osteoporotischen Wirbelkörpern gegenüber Wirbelkörpern mit physiologischer Knochendichte.

Die Ausrissversuche wurden dazu sowohl an humanen Wirbelkörpern, an Schweinewirbelkörpern und in einer weiteren Versuchsanordnung auch an zylinderförmigen Kunstwirbelkörpern getestet.

Die Kunstwirbelkörper wurden zum einen aus Gründen der leichteren Versuchsdurchführung im Vergleich zu humanen Wirbelkörpern eingesetzt, vorwiegend aber wegen der geringeren statistischen Streubreite.

In Bezug auf den oben angesprochenen Vergleich zwischen einfachen Verschraubungen und dem Einsatz eines Doppelschraubenplattensystems zur Augmentation der Stabilität wurde hier ein Vergleich zwischen einer Einfachverschraubung mit Krampe und der HZI eingebracht.

Neben dem Einfluss der Knochendichte auf die Ausrissstabilität ist in die vorliegende Dissertation auch der Einflussfaktor der Schraubenlänge mit eingebunden. Dabei wurde untersucht, ob längere Schrauben im Vergleich zu kürzeren grundsätzlich signifikant höhere Newtonwerte bei den Ausrissversuchen erzielten oder nur aufgrund der Einbindung der zweiten Kortikalis.

Weiterhin wurde untersucht, ob bei größeren Wirbelkörpern grundsätzlich und unabhängig von der Instrumentation signifikant höhere Ausrisswerte erzielt werden als bei kleineren Wirbelkörpern.

## 2 Material und Methode

### 2.1 Was ist eine Körperspende?

Eine Körperspende<sup>1</sup> ist in Deutschland die Vermachung des eigenen Leichnam an ein anatomisches Institut zu Lehr- und Forschungszwecken.

Grundsätzlich können alle volljährigen Menschen sich dazu bereit erklären, dass im Falle ihres Ablebens ihr Körper dem Anatomischen Institut zu Lehr- und Forschungszwecken zur Verfügung gestellt wird.

Das Anatomische Institut verwendet die Körperspenden hauptsächlich im Rahmen der Lehre für Präparationskurse der Medizin- und Zahnmedizinstudenten. Die für die Präparationskurse nicht verwendeten Körperspenden werden dann überwiegend für Forschungszwecke genutzt. Nach Absprache und in Zusammenarbeit mit dem Anatomischen Institut des Universitätsklinikums Münster wurden für die geplanten Versuche im Jahre 2004 die Wirbelsäulen von Körperspenden, die nicht für die Präparationskurse in Frage kamen, für diese Studie verwendet. Hierzu wurde bei den Körperspenden nach Eintreffen in dem Anatomischen Institut die Wirbelsäule mit Weichteilmantel mit Hilfe der Präparatoren des Anatomischen Institutes entnommen und auf unter -30°C tiefgefroren.

(Beispiel einer Verfügung zur Körperspende siehe Anhang 9.1).

### 2.2 Präparation, Versuchsaufbau, Versuchsdurchführung und QCT-Messung

#### 2.2.1 Allgemeiner Versuchsaufbau und Präparation

Für die Versuchsreihen wurden als Testmaterial thorakale und lumbale Wirbelkörper verwendet, die wie in 2.1 beschrieben aus den Körperspenden entnommen wurden. Das Alter der Verstorbenen lag dabei zwischen 53 Jahren (WS 7, s. Tabelle 1, Kap. 3) und 80 Jahren.

Die Wirbelsäulen wurden vom 3. Brustwirbelkörper T3 bis zum 4. Lendenwirbelkörper L4 aus den Körperspenden am ersten Tag nach dem Ableben entnommen und bei -30°C tiefgefroren. Die Aufbewahrungszeit war bei Wirbelsäulen 1 bis 3 (s. Tabelle 1, Kap. 3) unbekannt. Den Präparatoren lagen keine näheren Informationen bezüglich dieser Körperspenden vor. Die anderen Wirbelsäulen wurden 1-6 Monate im gefrorenen Zustand zuvor aufbewahrt. Zur Knochendichtebestimmung wurden die Wirbelkörper ca. 12 Stunden zunächst aufgetaut, da die Dichte im tiefgekühlten Zustand höher ist als unter Raumtemperatur. Es wurde dabei eine QCT (Quantitative Computertomographie) der einzelnen Wirbelkörper in Zusammenarbeit mit dem Radiologischen Institut des Universitätsklinikums Münster durchgeführt. Neben der genauen

---

<sup>1</sup> <http://www.net-lexikon.de/koerperspende.de> (Stand 17.03.05)

Ermittlung der Knochendichte konnten des Weiteren auch Frakturen der Präparate ausgeschlossen werden. Bei einer QCT [Herold et al., Innere Medizin 2004] wird die Knochendichte in mg Calciumhydroxylapatit pro ml computertomographisch ermittelt. Ca-Hydroxylapatit ist ein Ca-Phosphat-Komplex, der ca. 60% des gesunden menschlichen Knochens ausmacht. Die restlichen 40% bestehen u.a. aus Kollagen, Proteinen und Lipiden [Kreuzig et al. 2002, s. 6.4.2].

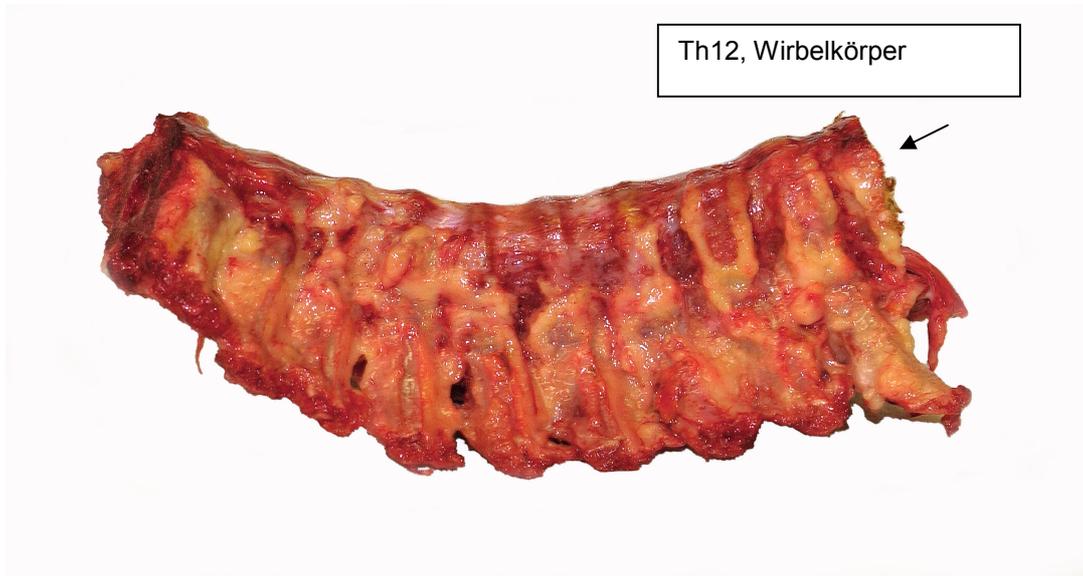
Die ermittelte Messeinheit wird als Bone mineral density (BMD, Knochenmineraldichte) in  $\text{mg}/\text{cm}^3$  oder als Mean Score (MC) bezeichnet [Herold et al. 2004]. Da die verschiedenen Methoden und Geräte zur BMD-Messung nicht untereinander einheitlich sind, sollte im Befund nicht nur die absolute Dichte oder Flächendichte angegeben werden, sondern die Abweichungen vom Normalen in Vielfachen einer Standardabweichung (als sogenannter T-Wert, engl. t-score, dimensionslose Größe, s. Anm. zu Tab. 2, s. Kap. 9.3). Nach der gültigen Definition der WHO liegt eine Osteoporose vor, wenn der Messwert der Knochendichtemessung mindestens 2,5 Standardabweichungen unter dem Durchschnitt der geschlechtsgleichen 30jährigen Gesunden (peak bone mass) liegt, d.h. ein T-Wert  $\leq -2,5$  vorliegt. Zwischen -1 und -2,5 Standardabweichungen wird von einer Osteopenie gesprochen. Dieser Bezug auf die peak bone mass bringt das Problem mit sich, dass mit zunehmendem Lebensalter immer größere Bevölkerungsanteile als "krank" anzusehen wären; bei den 70-jährigen Frauen fast 50 %. Deshalb wird zusätzlich ein Wert angegeben, der sich auf gesunde Männer bzw. Frauen gleichen Alters bezieht, der Z-Wert. Es handelt sich um einen Relativwert, der ebenfalls keine Maßeinheit trägt. Ein normaler Z-Wert ( $> -1$ ) zeigt an, dass die Knochendichte alterstypisch ist [Vgl.: <http://de.wikipedia.org/wiki/knochendichtemessung>, 18.08.06].

Die Kenntnis der Knochendichtewerte war für die spätere statistische Auswertung wichtig, um die bei den Versuchen ermittelten Ausrisskräfte mit den jeweiligen BMD-Werten vergleichen und statistisch auswerten zu können.

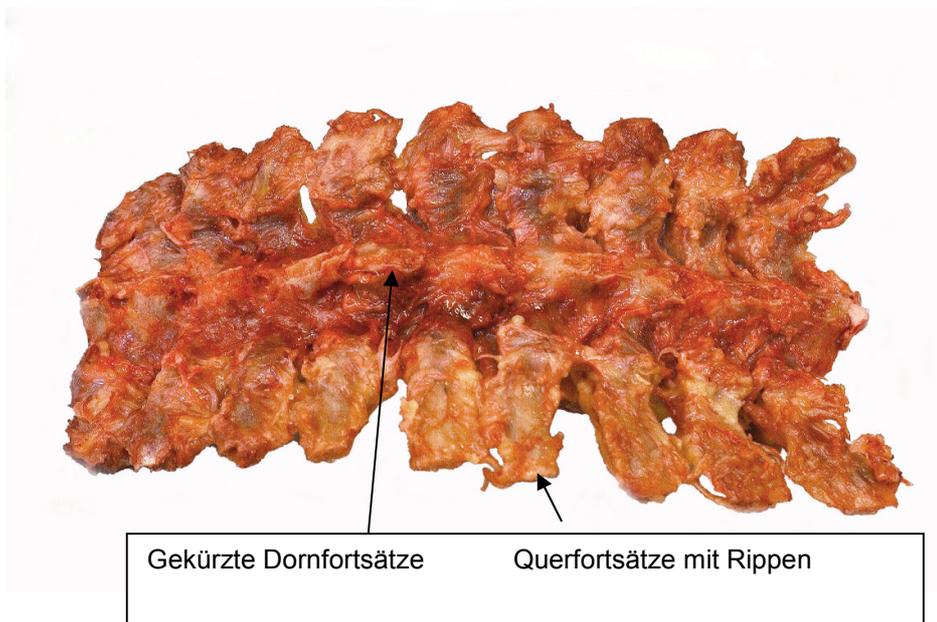
**Abbildung 2:**

Zeigt eine z.T. freipräparierte Brustwirbelsäule von Th3 bis Th12.

Ansicht von lateral.

**Abbildung 3:**

Ansicht von dorsal.



Nach der QCT- Messung wurden die Wirbelkörper selektiert. Einschlusskriterien waren intakte Wirbel mit einer Mindestgröße, damit die Lidplatte implantiert werden konnte. Ausschlusskriterien waren in der Computertomographie diagnostizierte frakturierte Wirbel und

Wirbel, die zu klein waren, um die Lidplatte sicher zu implantieren. Nach dieser Selektion standen für die Versuchsreihe 94 intakte humane Wirbel zur Verfügung. Diese Wirbelkörper wurden einzeln freipräpariert und vollständig von muskulären und ligamentären Strukturen gelöst. Die Bandscheiben und Facettengelenke wurden reseziert. Die Abbildungen 2 und 3 zeigen von lateral und dorsal eine freipräparierte Wirbelsäule. Die Dornfortsätze (Processus spinosi) und später auch die Querfortsätze (Processus transversi) wurden gekürzt, um das Einspannen der Wirbelkörper in den Schraubstock zwecks Implantation des Plattenschraubenverbunds zu erleichtern. Die Dorn- und Querfortsätze waren für die Haltestabilität belanglos.

In der Präparation und Instrumentation folgender Versuchsreihen wurden jeweils einzelne Wirbel getestet, wobei zur Verankerung in der Zugvorrichtung der Materialprüfmaschine (s. Abb. 6) gekürzte Stäbe hinreichend waren und für die anschließende Testung der Ausrisskraft keine Rolle spielten. Die Versuchsanordnung ist in den Abbildungen 7f zur Veranschaulichung dargestellt.

### 2.2.2 Probleme bei der Präparation

Bei der Präparation der oben abgebildeten Wirbelkörper traten folgende Probleme auf, die die Versuchsdurchführung erschwerten: Viele Wirbelkörper hatten Osteophyten und Spondylophyten, reaktive Knochenneubildungen, die als Ausdruck degenerativer Prozesse in Form von flächenhaften Auflagerungen auftraten und zum Teil mühevoll entfernt werden mussten, um überhaupt an die Bandscheiben zu gelangen, bzw. die einzelnen Wirbelkörper voneinander zu trennen.

Auch die Bandscheiben selbst waren v.a. bei der Wirbelsäule 1 (s. Kap. 2.3) und Wirbelsäule 2 durch degenerative Veränderungen (Osteochondrose) bedingt schwer zu durchtrennen.

### 2.2.3 Implantate

Bei der in dieser Untersuchung verwendete Halm-Zielke-Instrumentation (HZI) handelte es sich um ein nicht winkelstabiles Schraubenplattensystem. Es bestand aus der HL(Halm-Liljenqvist)-Titanplatte (s. Abb. 4), die auf dem Wirbelkörper positioniert und mit jeweils einer Top-Loading Schraube (TLS) und einer Senkschraube instrumentiert wurde (s. Abb. 5). Die Titanplatte besaß vier Haltegreifzähne, die sich durch Hammerschlag in den Wirbelkörper verankerten. Die Platte konnte damit für die Schraubeninstrumentation fixiert werden. Bei TLS (blau markiert) und Senkschrauben (gelb markiert) handelte es sich um Titanschrauben, die standardmäßig in verschiedenen Längen von 25 bis 45mm von der Firma DepuySpine, Leeds, England (s. Anhang 9.4.1) produziert werden. In unseren Versuchen kamen auch von dem

Biomechanischen Institut Münster als Sonderanfertigung auf 20 und 22,5mm gekürzte Schrauben zum Einsatz, um monokortikale Instrumentationen auch bei kleineren Wirbelkörpern zu ermöglichen.

Im Rahmen der Versuchsreihen kamen 5 verschiedene Instrumentationstypen, im Folgenden mit „a“ bis „e“ benannt, zur Anwendung, die sich in der Insertionstiefe der einzelnen Schrauben unterschieden. Bei einer monokortikalen Verschraubung wurde die Schraube nur durch die erste Kortikalis in die Spongiosa bis vor die zweite Kortikalis instrumentiert, bei einer bikortikalen Instrumentation perforierte die Schraube die Kortikalis um etwa 2 Gewindeumdrehungen. Bei Typ a handelte es sich um eine vollständig bikortikale Instrumentation sowohl der TLS als auch der Senkschraube, bei Typ b waren beide Schrauben vollständig monokortikal instrumentiert. Der Instrumentationstyp c hatte eine bikortikal instrumentierte Senkschraube, die TLS war monokortikal, bei Typ d war entsprechend die TLS bikortikal und die Senkschraube monokortikal instrumentiert. Der Durchmesser betrug bei allen Schrauben für die Instrumentationen a bis d 4,5mm. Beim Instrumentationstyp e (s. Kap. 2.2.6) wurde eine 5mm-TLS (s. Abb. 10) mit einer vierzähligen Titankrampe (ohne Lidplatte) verwendet. Hierbei wurde die Schraube in verschiedenen Versuchen mono- oder bikortikal instrumentiert.

Ein Ø5mm und ein geriffelter Ø4mm Stab wurden mit dem Schraubenplattenkonstrukt fixiert. Diese standen in verschiedenen Längen zur Verfügung. (Materialinformationen s. Anhang 9.4). Der Ø5mm-Stab wurde von einem umklappbaren Bügel umschlossen und mit einer Lidverschlusschraube fixiert, während der Ø4mm-Stab in dem Schraubenkopf der hinteren TLS-Schraube mit einer Madenschraube fixiert wurde (s. Abb. 5).

**Abbildung 4:**

Halm-Liljenqvist-Titanplatte

**Abbildung 5:**

Halm-Liljenqvist- (HL)-Platte mit Senkschraube (gelb) und Top Loading Schraube (blau), 5mm geriffelten Stab und 4mm glatten Stab.



#### 2.2.4 Implantation und Versuchsdurchführung

Für die anschließenden Ausrissversuche der Schrauben aus den einzelnen Wirbelkörpern kam die von der Firma Zwick/ Roell (Produktinformationen s. Anhang 9.5) entwickelte Materialprüfmaschine Zwick Z050 (s. Abb. 6) zur Anwendung. Die computergesteuerte Maschine berechnet sowohl Zug- als auch Torsionskräfte auf 0,01N genau (technischen Daten s. Anhang 9.5). In den für diese Dissertation durchgeführten Versuchen wurde die Maschine allerdings nur zur Ermittlung der Zugkraft eingesetzt, die Aufschluss darüber geben sollte, wie groß die Ausrissstabilität der in den Wirbelkörpern verschraubten HZI war. Torsionskräfte spielten bei dieser Versuchsanordnung keine Rolle. Dazu wurden die präparierten Wirbelkörper jeweils in einem Schraubstock fixiert, die HL-Platte wurde mit dem Hammer aufgeschlagen sowie Löcher zunächst für die TLS, dann für die Senkschraube aufgepfriemt. Daraufhin erfolgte je nach Versuchsanordnung das bi- oder monokortikale Einschrauben der TLS und Senkschrauben. Dabei wurden von jeder Wirbelsäule Wirbelkörper mit den o.g. vier verschiedenen Instrumentationstypen a bis d getestet. Die instrumentierten Wirbelkörper wurden einzeln in einem Metallkästchen mit Schrauben fixiert (s. Abb. 7), damit sie durch die Zugkraft der Prüfmaschine nicht mitbewegt wurden. Die HZI-Stäbe wurden fest in die Zugvorrichtung eingehängt (s. Abb. 8f). Bei einer Testgeschwindigkeit von 1mm/sec, bei der keine Vorkräfte oder Vorzyklen bestanden, wurde der Verbund aus HL-Platte mit den Schrauben von der Maschine vollständig aus den fixierten Wirbelkörpern gezogen. Entscheidend für diese Versuchsanordnung waren dabei die vom Computer ermittelten initialen Ausrisskräfte. Diese gaben die exakte Zugbelastung an, die benötigt wurde, um die Verschraubung aus dem Wirbelkörper zu lockern. Diese gemessene Kraft bezeichnet man auch als failure load. Die nach diesem initialen Wert errechneten Kräfte, die benötigt wurden, um die Schrauben vollständig aus den Wirbelkörpern zu entfernen waren für diese Versuchsanordnung weniger entscheidend: Wichtig war hierbei nur die Kraft, die zur Lockerung des Schraubenplattenverbundes aufgebracht wurde. Eine auch nur geringe Lockerung des Implantats versprach keine Haltestabilität mehr. Dementsprechend war es unwesentlich, welche Kräfte nach stattgehabter Lockerung noch von der Prüfmaschine gemessen wurden. Nur der zur Lockerung benötigte Initialwert wurde deshalb in die Statistik aufgenommen.

In diesem Verfahren wurden pro Wirbelsäule bzw. Kunstwirbelkörper jeweils alle Instrumentationstypen a bis d durchgetestet (s. Tabelle 1, s. Tabelle 6, Kap. 3), in einem weiteren Zusatzversuch auch der Instrumentationstyp e nach gleichem Verfahren.

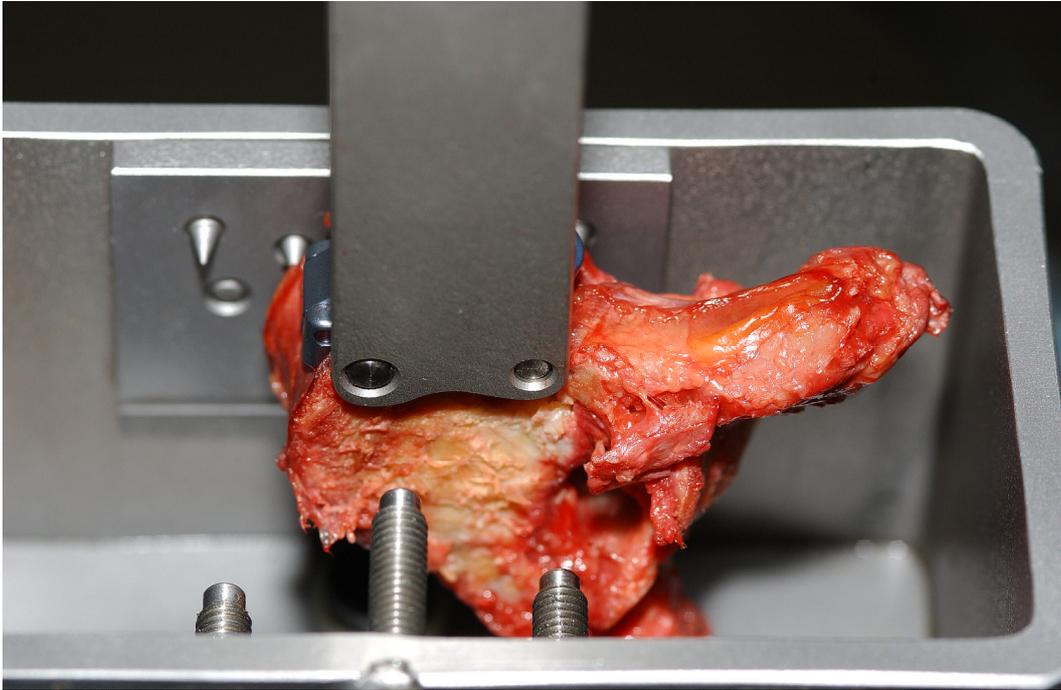
**Abbildung 6:**

Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Z050



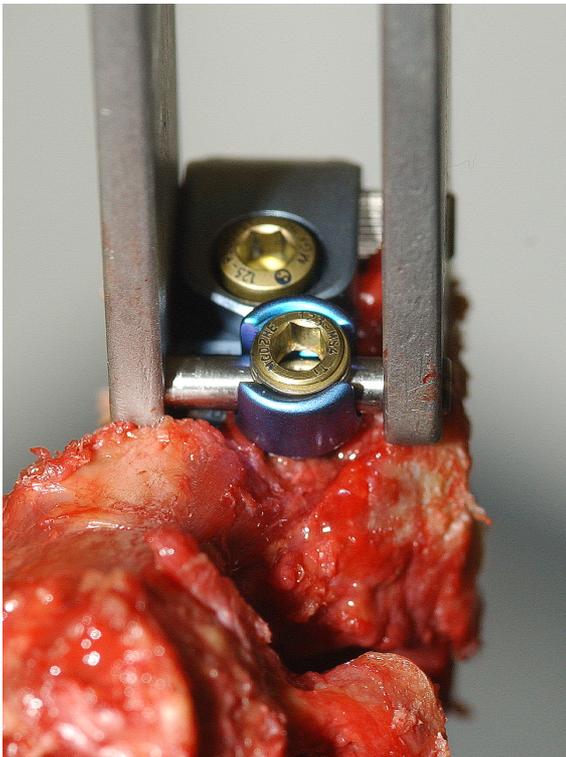
**Abbildung 7:**

Fixierung unmittelbar vor dem Ausrissversuch in einem dafür vorgesehenen Eisenbehälter.



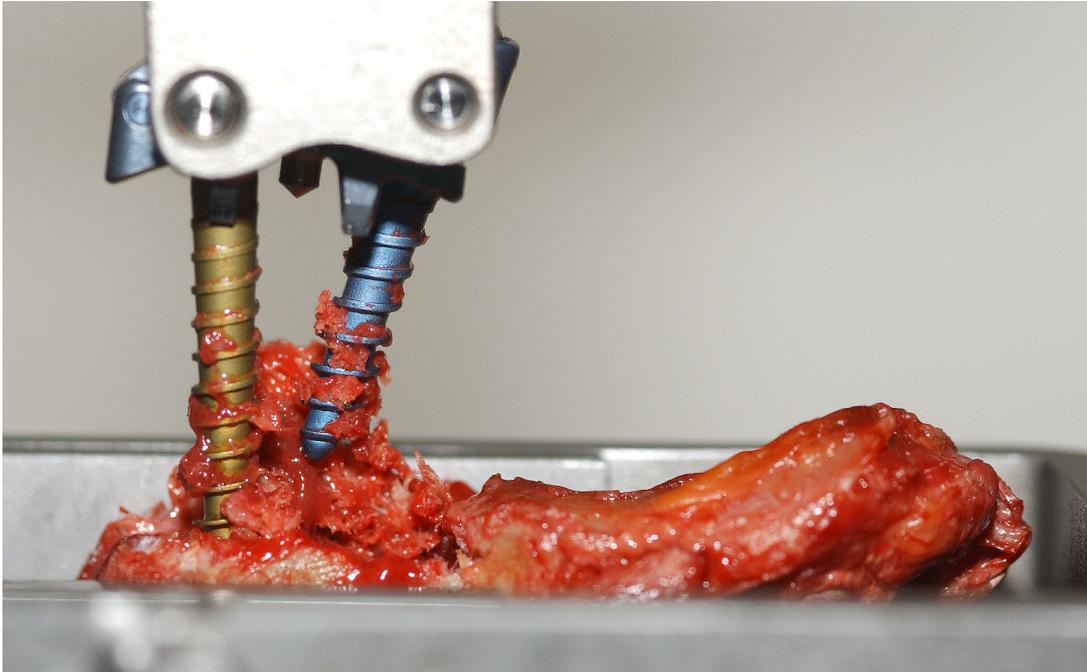
**Abbildung 8:**

Befestigung des Implantates an der Ausrissvorrichtung.



**Abbildung 9:**

Ausgerissener Plattenschraubenverbund aus dem Wirbelkörper



### 2.3 Versuche mit humanen Wirbelkörpern und Schweinewirbelkörpern

#### 2.3.1 Versuchsbeschreibung

Nach Auftauung der Präparate mit noch vorhandenem Weichteilmantel erfolgte zunächst die Knochendichtebestimmung mittels Quantitativer Computertomographie (QCT). Nach der Dichte- berechnung (QCT-Werte s. Tabelle 2) wurden im Rahmen der ersten Versuchsreihe 50 Wirbelkörper verteilt auf 3 Versuchstage getestet (s. Tabelle 1). Die ersten vier Wirbelsäulen waren z.T. stark osteoporotisch. Die Wirbelsäulen 5, 6 und 7 hatten eine bessere Knochendichte mit einer BMD von über  $120 \text{ mg/cm}^3$ .

In der zweiten Versuchsreihe wurden drei Wirbelsäulen von Th3 bis L5 präpariert. Dabei waren die ersten beiden Wirbelsäulen (Wirbelsäule 8 und 9) humane, die Wirbelsäule 10 wurde als Zusatzversuch von einer ca. 70 kg schweren und knapp 6 Monate alten Sau entnommen.

Die Sau hatte zuvor der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und operative Intensivmedizin zur Forschung gedient und wurde im bereits narkotisierten Zustand daraufhin mittels intravenös injizierter kardiopleger Lösung zum Herzstillstand gebracht.

Bei dem folgenden Zusatzversuch ging es vor allem darum, Wirbelkörper zu testen, die am ehesten mit der Knochendichte junger PatientInnen zu vergleichen waren, an denen die Verschraubungen ja in der Praxis durchgeführt werden.

### 2.3.2 Probleme

Bezugnehmend auf die Wirbelkörpergröße konnten bei einigen kleinen Wirbelkörpern (z.B. T3-5) die Platten nur mit Mühe fixiert werden, so dass diese während der Verschraubung verrutschten.

Bei einigen Instrumentationen kam es v.a. im Bereich der zweiten Kortikalis zu kleinen bis mittleren Knochenabsplitterungen. Bei minimalen Schäden wirkte sich dies scheinbar nicht signifikant auf die Ausrissstabilität aus, allerdings konnten bei größeren Schäden im Kortikalisbereich eine z.T. gravierende Abnahme der erzielten Newtonwerte verzeichnet werden, so dass diese aus der Statistik herausgenommen werden mussten (s. Diskussionsteil Kap. 4).

Komplikationen nach einer erfolgreichen Instrumentation bestanden hauptsächlich in Wirbelkörperfrakturen während der Ausrissphase. Auch diese Versuche mussten aus der Wertung genommen werden. Allerdings spricht dies nicht wesentlich gegen die Instrumentation an sich, da die Schrauben fest verankert waren. Die Frakturen waren eher durch schlechte Knochenqualität bedingt.

Bei der Versuchsreihe mit Schweinewirbelkörpern entstanden hauptsächlich Probleme mit der Fixierung der HL-Platte. Zahlreiche Wirbelkörper waren vom Durchmesser her zu klein, um die Platten in vollem Umfang zu fixieren. Durch die dadurch bedingte Minderung der Haltestabilität (rote Zahlenwerte in Tabelle 1) mussten auch diese Versuchsergebnisse aus der statistischen Wertung genommen werden.

## 2.4 Versuche mit Sawbone-Zylindern

### 2.4.1 Versuchsbeschreibung

In dieser Versuchsanordnung wurden insgesamt 61 von der Firma Sawbones Europe (s. Anhang 9.6) speziell angefertigte laminierte Zylinder verwendet.

Es handelte sich bei diesen um zylindrische Kunststoffkörper (s. Abb. 8ff.), die aus einem inneren leicht porösen Polyurethankörper und einer äußeren etwas härteren Laminierung, ebenfalls aus Polyurethan, bestanden. Der innere Polyurethankörper war 23mm dick mit einer

Dichte von 7,5pcf (pounds per cubic foot). Außen wurde dieser Kunststoffkörper zusätzlich von einer 2mm dicken 20pcf-Laminierung umgeben. Diese diente als Nachbau der Kortikalis.

Die Wirbelkörpernachbildungen hatten zylindrische Form mit einer jeweiligen eine Länge von 40mm und einem Gesamtdurchmesser von 27mm. Für die Versuchsanordnung wurden 30mm-Schrauben für die bikortikale sowie 25mm-Schrauben für die monokortikale Instrumentation gewählt (s. Tabelle 5). Es wurden je 7 Versuche durchgeführt. Bis auf die verschiedenen Schraubenlängen bestanden durch die exakte Baugleichheit aller Zylinder sowie durch eine speziell hergestellte Halterung für die Wirbelkörper keine weiteren Einflussgrößen. Diese Standardisierung war für die spätere statistische Auswertung maßgebend (s. Kap. 3.2).

In einer weiteren Versuchsanordnung wurde mit 12 Polyurethanzylindern ein Zusatzversuch durchgeführt: Die im Folgenden als Instrumentationstyp „e“ bezeichnete Anordnung bestand aus einer 30mm-Einzelschraube, die mit einem Durchmesser von 5mm um 0,5mm dicker war als die bisher verwendeten Schrauben. Diese wurde mit einer verzahnten Krampe in den Sawbone-Zylinder eingeschraubt (s. Abb. 10).

#### 2.4.2 Probleme

Bei der Instrumentation mit Sawbone-Zylindern waren insgesamt weniger Komplikationen als bei den Versuchen mit humanen Wirbelkörpern zu verzeichnen. Die Fixierung der Platten bzw. der Krampen verlief ohne größere Probleme. Das verwendete Material Polyurethan eignete sich insgesamt hervorragend zur Simulation einer echten Knochenstruktur. Einziges Manko war das leichte Aufsplintern der Laminierung, die die Kortikalis von echten Wirbelkörpern nachbilden sollte. Dies lag v.a. an der zwar sehr festen, aber auch leicht spröden Oberflächenbeschaffenheit der Laminierung. Dieses Problem konnte weitestgehend durch Vorbohrungen und vorsichtiges Einschrauben vermieden werden.

Der von der Laminierung umgebene innere Kunststoffkörper war aufgrund seiner porösen Beschaffenheit problemlos zu instrumentieren. Nur bei einem Zylinder brach auch der Innenkörper. Dieser Wert wurde aus der Statistik genommen.

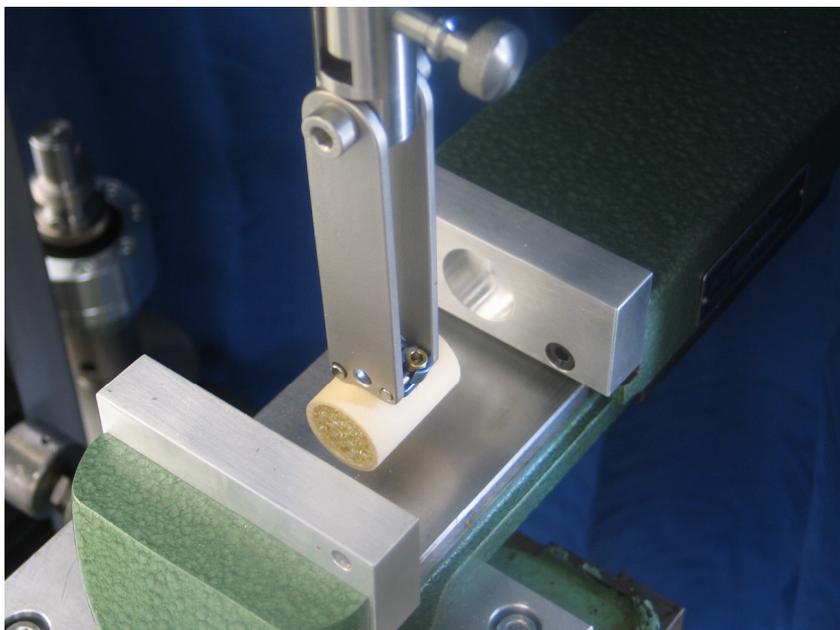
**Abbildung 10:**

Instrumentationstyp „e“: Einzelschraube wird mit einer Krampe in dem Sawbone-Zylinder verankert.



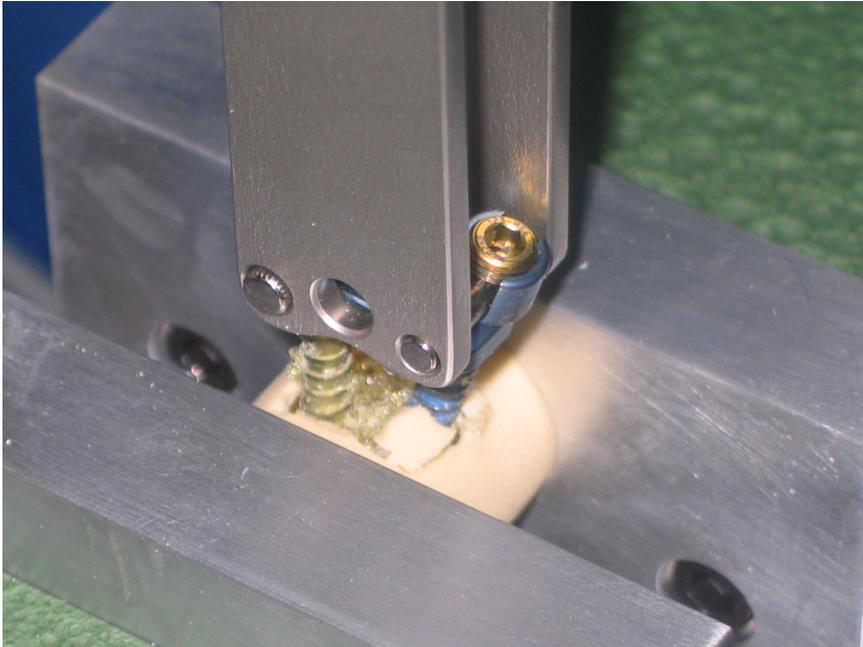
**Abbildung 11:**

Speziell angefertigte Fixierungspassform für die Sawbonezylinder



**Abbildung 12:**

Ausriss der Verschraubung aus dem fixierten Sawbone-Zylinder

**2.5 Statistik**

Die Statistik [Heinecke et al. 2003, s. Literaturverzeichnis 6.4.2] liefert Methoden zur Prüfung von statistischen Hypothesen. Sie untersucht Stichproben verschiedener Merkmale, die als Zufallsgrößen aufgefasst werden.

Bei den im folgenden Kapitel angewandten statistischen Testmethoden wird der Mann-Whitney-Wilcoxon-Test (U-Test) als nichtparametrischer Test zur Berechnung signifikanter Unterschiede zwischen den miteinander verglichenen Instrumentationstypen a bis d bei humanen Wirbelkörpern bzw. bei den Sawbone-Kunstwirbelkörpern a bis e eingesetzt.

Es handelt sich dabei um einen Zweistichprobentest für unverbundene Stichproben und stetige bzw. quantitativer Merkmale. Die Prüfgröße des Tests wird aus den Rangzahlen der Stichproben berechnet. Der analoge (hier nicht verwendete) Test für verbundene Stichproben ist der T-Test.

Die Nullhypothese  $H_0$  besage hierbei, dass es keinen Unterschied zwischen den Verteilungen gebe, z.B. zwischen Instrumentationstyp a und b. Die Alternativhypothese  $H_1$  besage hingegen, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den verglichenen Instrumentationstypen bestehe.

Der Mann-Whitney-Wilcoxon-Test wird sowohl einseitig als auch zweiseitig durchgeführt. Beim einseitigen Test wird geprüft, ob z.B. Instrumentationstyp  $a > b$  ist bzw.  $b < a$ , beim zweiseitigen Test wird geprüft, ob  $a = b$  ist.

Neben dem Mann-Whitney-Wilcoxon-Test (U-Test) wird zudem noch der parameterfreie Kruskal-Wallistest eingesetzt. Er ähnelt dem U-Test und basiert wie dieser auf Rangplatzsummen, mit dem Unterschied, dass er für den Vergleich von mehr als zwei Gruppen angewendet werden kann. Er wird im Rahmen der statistischen Berechnungen als Verallgemeinerung des U-Tests eingesetzt und vergleicht mehrere Instrumentationstypen, z.B. a bis d auf signifikante Unterschiede, während der U-Test nur jeweils zwei Gruppen (z.B. a vs b) miteinander vergleicht.

Als Prüfgröße des Kruskal-Wallis-Tests wird ein sog. H-Wert berechnet. Dieser folgt einer Chi-Quadrat-Verteilung. Die Freiheitsgrade (Df) berechnen sich nach  $Df = k - 1$ , wobei k die Anzahl der Klassen (Gruppen) ist.

Das folgende Kapitel ist unterteilt in einen deskriptiven Teil (Kap. 3.1.1 - 3.1.4, Kap. 3.2.1), in dem die Versuchsergebnisse zunächst ohne statistischen Test beschrieben und miteinander verglichen werden, sowie in einen formalen (induktiven) Teil (Kap. 3.1.5, Kap. 3.2.2). Im induktiven Teil werden die oben beschriebenen statistischen Testmethoden eingesetzt, um mutmaßliche Signifikanzen zu belegen oder um diese zu verwerfen.

Diese Einteilung wird jeweils einzeln auf die Versuche mit humanen Wirbelkörpern (Kap. 3.1) sowie auf die mit Sawbone-Zylindern (Kap. 3.2) abgestimmt.

### 3 Ergebnisse und statistische Auswertung

#### 3.1 Humane Wirbelkörper und Schweinewirbelkörper

##### 3.1.1 Ergebnisse der Ausrissversuche

Im Folgenden werden die Versuchsergebnisse von insgesamt 94 humanen Wirbelkörpern sowie als gesondert aufgeführter Versuch von 13 Schweinewirbelkörpern zum Vergleich herangezogen. Dabei sind sämtliche Versuchsergebnisse den unten aufgeführten Tabellen 1 bis 3 zu entnehmen. Besonderes Augenmerk verdienen die blau unterlegten Zahlenwerte, die jeweils für einen Abschnitt die errechneten Mittelwerte (Mw), Standardabweichungen (Stab) sowie Minimal (Min)- und Maximalwerte (Max) angeben. Die Standardabweichung [Heinecke et Köpcke 2003, s. 6.4.2] ist definiert als die Quadratwurzel aus der Varianz, welche die mittlere quadratische Abweichung der Einzelwerte vom Mittelwert darstellt. Zur übersichtlicheren Darstellung sind auf die Tabellenwerte abgestimmte Diagramme beigefügt, die jeweils auf den Mittelwerten der einzelnen Versuchsreihen basieren.

In Tabelle 1 sind die in Newton gemessenen Ausrisskräfte aller 4 Instrumentationstypen aufgelistet. Die Wirbelsäulen 1 bis 4 waren teilweise osteoporotisch. Als radiologische Definition einer Osteoporose sei hierbei der T-Score [Herold et al. 2004] das entscheidende Bewertungskriterium (Def. s. Kap. 2.2.1, s. Tabelle 2, s. Anhang 9.3). Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Wirbelsäulen 1 bis 4 (osteoporotisch) wurden deshalb gesondert in dem folgenden blau unterlegten Feld berechnet. Die Wirbelsäulen 5 bis 9 (laufende Nummern 32 bis 94) hatten eine gemäß der o.g. Definition eine physiologische Knochendichte.

##### 3.1.1.1 Osteoporotische humane Wirbelkörper

Bei den osteoporotischen humanen Wirbelsäulen 1 bis 4 behauptete insgesamt gesehen der Instrumentationstyp d (=Senkschraube monokortikal und TLS bikortikal) mit im Durchschnitt errechneten 357,68N die höchste Ausrissstabilität. Der Instrumentationstyp a (beide Schrauben bikortikal) hatte mit einem Durchschnittswert von 347,02N das Nachsehen. Die vollständig monokortikale Instrumentation Typ b hatte mit 300,24N den niedrigsten Wert, bei Typ c wurde mit 357,14N die zweitgrößte Ausrisskraft aufgebracht. Der insgesamt errechnete Durchschnittswert aller Instrumentationstypen lag bei 352,66N. Die Interpretation dieser Ergebnisse erfolgt in Kapitel 5.1.1.

### 3.1.1.2 Humane Wirbelkörper mit physiologischer Knochendichte

Alle in den Versuchen ermittelten Kräfte sind in Tabelle 1, Wirbelsäulen 5 bis 9 aufgelistet. Insgesamt wurden als Durchschnittswert für alle Instrumentationstypen 657,28N erreicht. Der absolute Wert aller vollständig bikortikal verschraubten Wirbelkörper betrug im Durchschnitt 747,11N. Mit leichtem Vorsprung repräsentiert dieser Verschraubungstyp somit die größte Ausrisssstabilität, gefolgt von der Verschraubung vom Typ d mit 741,99N, bei der die Senkschraube monokortikal verankert ist, die TLS bikortikal.

Die vollständig monokortikale Verschraubung zeigte die geringste Haltestabilität, die mit 523,51N um 317,60N geringer war als Instrumentationstyp a. Das Ergebnis bei Typ c ebnet sich mit 616,50N zwischen Typ a und c ein.

### 3.1.1.3 Schweinewirbelkörper

Die Knochendichte erreichte einen T-Score von 6,82, einen Z-Score von 6,83 Standardabweichungen und einen Mean Score (Bone mineral density, BMD) von 347,60 mg/cm<sup>3</sup>. Damit war laut diesen Werten die Knochendichte der Schweinewirbelsäulen ca. um den Faktor 5 bis 6 höher als die der humanen Wirbelkörper.

Aufgrund der geringen Anzahl an verfügbarem Wirbelkörpermaterial wurde dieser Versuch nur mit den Instrumentationstypen a und b durchgeführt. Zudem findet er aufgrund dessen, aber auch aufgrund der großen anatomischen Unterschiede im Vergleich zu humanen Wirbelsäulen in der induktiven Statistik keine Berücksichtigung

Bei diesem Zusatzversuch behauptete sich Instrumentationstyp a mit 1916,27N gegenüber Typ b mit 1598,65N. Im Durchschnitt erreichten alle getesteten und in die Wertung einbezogenen Wirbelkörper 1775,53N.

#### **Tabelle 1:**

Ausrisskräfte der einzelnen Verschraubungstypen a-d

#### Legende zu Tabelle 1:

<b>a:</b>	beide Schrauben (TLS und Senkschraube im Plattenverbund) bikortikal
<b>b:</b>	beide Schrauben (TLS und Senkschraube) monokortikal
<b>c:</b>	nur Senkschraube bikortikal, TLS monokortikal
<b>d:</b>	nur Senkschraube monokortikal, TLS bikortikal
<b>Anz.:</b>	Anzahl
<b>B x T:</b>	Wirbelkörperbreite x Wirbelkörpertiefe in cm (CT-Messung)

<b>MW:</b>	Mittelwert in N
<b>N:</b>	Ausrisskraft in Newton
<b>Senk:</b>	Senkschraube (s. Abb. 4.2), Länge in mm
<b>Stab:</b>	Standardabweichung in N
<b>TLS:</b>	Top Loading Schraube, Länge in mm
<b>Blau markierte Zahlen:</b>	Mittelwerte in N
<b>Rot markierte Zahlen:</b>	nicht verwertbare Versuchsergebnisse in N
<b>WS:</b>	Wirbelsäule
<b>Wirbelsäulen 1-3:</b>	keine Angaben zum Todestag
<b>Wirbelsäule 4:</b>	28/04, weiblich, geboren 1931, Todestag 4/04
<b>Wirbelsäule 5:</b>	1/04, weiblich, geboren 1922, Todestag 20.01.04
<b>Wirbelsäule 6:</b>	3/04, weiblich, geboren 1926, Todestag 25.02.04
<b>Wirbelsäule 7:</b>	8/04, weiblich, geboren 1950, Todestag 26.01.04
<b>Wirbelsäule 8:</b>	31/04, weiblich geboren 1915, Todestag 10.05.04
<b>Wirbelsäule 9:</b>	32/04, weiblich, 1929 geb., Todestag 11.05.04
<b>Wirbelsäule 10:</b>	Schwein 70 kg, ca. 6 Monate alt, Todestag, 10.06.04

Nr.	B x T in mm	a in N	b in N	c in N	d in N	a - d in N	TLS in mm	Senk in mm
<b>Osteoporotische Wirbelsäulen:</b>								
<b>Wirbelsäule 1:</b>								
1	10,96		127,53	0,00		127,53	30	30
2	10,16	295,24				295,24	45	40
3	9,38			322,32		322,32	35	40
4	8,97		214,65			214,65	25	25
5	7,76	616,86				616,86	40	35
6	5,55				494,43	494,43	35	25
<b>MW</b>	<b>8,80</b>	<b>456,05</b>	<b>171,09</b>			<b>345,17</b>		
<b>Wirbelsäule 2:</b>								
7	11,38			307,76		307,76	35	40
8	6,98	434,43				434,43	35	35
9				459,06		459,06	20	35
10			435,38			435,38	20	20
<b>MW</b>	<b>9,18</b>	<b>434,43</b>	<b>435,38</b>	<b>383,41</b>		<b>409,16</b>		

Fortsetzung Tabelle 1

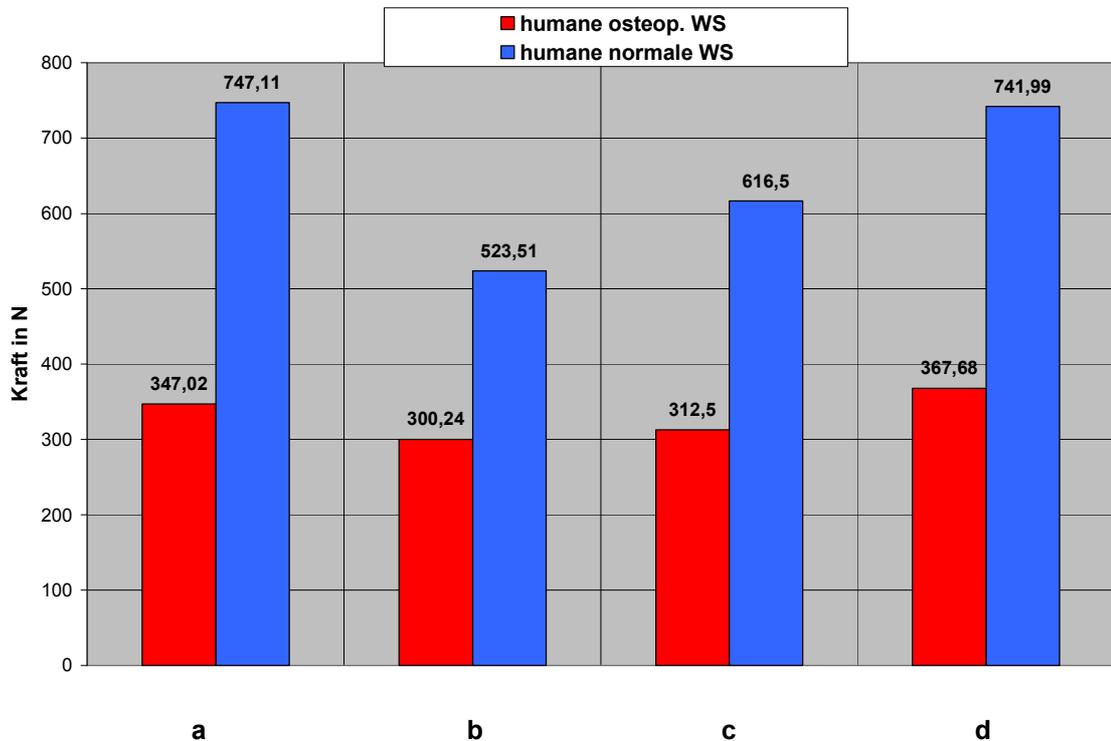
<b>Wirbelsäule 3:</b>								
11	10,59			90,19		90,19	30	40
12	9,66	140,16				140,16	40	40
13	6,17		103,53			103,53	25	20
14	5,55	306,43				306,43	35	35
15	5,45		120,61			120,61	20	20
16	4,84				190,84	190,84	35	22,5
<b>MW</b>	<b>7,04</b>	<b>223,30</b>	<b>112,07</b>		<b>190,84</b>	<b>158,63</b>		
<b>Wirbelsäule 4:</b>								
17	5,37	428,75				428,75	25	40
18	4,87				275,93	275,93	35	25
19	5,22		268,00			268,00	20	20
20	5,38	412,22				412,22	40	40
21	6,40			215,83		215,83	30	35
22	6,84				301,12	301,12	35	25
23	7,95		244,57			244,57	25	25
24	7,53	403,33				403,33	45	40
25	9,06			454,40		454,40	35	40
26	9,50				549,43	549,43	45	35
27	11,29	432,73				432,73	45	40
28	12,33		759,35			759,35	35	35
29	11,51		428,54			428,54	35	35
30				650,42		650,42	35	40
31					521,10	521,10	45	35
<b>MW</b>	<b>7,94</b>	<b>419,26</b>	<b>425,12</b>	<b>440,22</b>	<b>411,90</b>	<b>423,05</b>		
	<b>Anz</b>	<b>9</b>	<b>9</b>	<b>7</b>	<b>5</b>	<b>30</b>		
	<b>Mw</b>	<b>385,57</b>	<b>300,24</b>	<b>357,14</b>	<b>367,68</b>	<b>352,66</b>		
	<b>Stab</b>	<b>130,21</b>	<b>211,47</b>	<b>182,91</b>	<b>158,65</b>	<b>170,81</b>		
	<b>Min</b>	<b>140,16</b>	<b>103,53</b>	<b>90,19</b>	<b>190,84</b>	<b>90,19</b>		
	<b>Max</b>	<b>616,86</b>	<b>759,35</b>	<b>650,42</b>	<b>549,43</b>	<b>759,35</b>		
<b>Wirbelsäulen mit physiologischer Knochendichte:</b>								
<b>Wirbelsäule 5:</b>								
32	10,98				556,62	556,62	45	35
33	9,77				1124,20	1124,20	45	35
34	9,74			842,07		842,07	30	40
35	9,23		645,20			645,20	30	30
36	8,76	414,39				414,39	45	40
37	8,41			445,30		445,30	30	40
38	8,20		424,24			424,24	25	25
39	6,58	725,69				725,69	40	35
40	5,24				358,97	358,97	30	20
<b>MW</b>	<b>8,54</b>	<b>570,04</b>	<b>534,72</b>	<b>643,69</b>	<b>679,93</b>	<b>615,19</b>		

Wirbelsäule 6:								
41	12,98				319,57	319,57	45	40
42	12,28			386,64		386,64	40	35
43	10,16			384,32		384,32	35	40
44	9,85		493,41			493,41	30	30
45	9,47	377,76				377,76	40	40
46	8,53				648,42	648,42	40	30
47	7,81			507,06		507,06	25	35
48	6,70		317,86			317,86	25	25
49	5,22	665,11				665,11	40	35
50	5,19				618,84	618,84	40	22,5
51	5,17			626,91		626,91	25	35
52	5,56		440,20			440,20	25	25
<b>MW</b>	<b>8,24</b>	<b>521,44</b>	<b>417,16</b>	<b>476,23</b>	<b>528,94</b>	<b>482,18</b>		
Wirbelsäule 7:								
53	11,45				912,89	912,89	45	35
54	10,30	1378,64				1378,64	45	40
55	9,18		1090,14			1090,14	35	35
56	8,88	1714,96				1714,96	45	40
57	8,47	971,16				971,16	45	40
58	8,13		885,09			885,09	30	30
59	7,76	925,76				925,76	40	40
60	7,11			1145,56		1145,56	30	40
61	6,19	1355,97				1355,97	40	40
62	5,41				1192,31	1192,31	35	25
63	4,68		806,12			806,12	20	20
64	4,66			876,26		876,12	20	30
65	4,45				1343,24	1343,24	35	22,5
<b>MW</b>	<b>7,44</b>	<b>1269,30</b>	<b>927,12</b>	<b>1010,91</b>	<b>1149,48</b>	<b>1122,92</b>		
Wirbelsäule 8:								
66	4,32			1575,62		1575,62	25	35
67	4,57				546,40	546,40	40	20
68	5,19		468,09			468,09	20	20
69	6,14	345,91				345,91	30	30
70	6,37				344,79	344,79	40	20
71	6,66			497,46		497,46	25	40
72	7,58		444,00			444,00	25	25
73	8,65	398,27				398,27	45	40
74	8,95	825,30				825,30	45	40
75	9,93	504,23				504,23	45	40
76	10,91		306,92			306,92	35	30
77	11,72		556,18			556,18	35	30
78		407,79				407,79	45	40
<b>MW</b>	<b>7,58</b>	<b>533,90</b>	<b>443,80</b>	<b>497,46</b>	<b>344,79</b>	<b>475,30</b>		

Wirbelsäule 9:								
79	15,62		467,01			467,01	25	20
80	15,91	593,94				593,94	35	35
81	15,94		347,40			347,40	20	20
82	13,74	455,50				455,50	35	35
83	11,90		501,86			501,86	35	20
84	13,08	677,55				677,55	20	35
85	12,70		278,23			278,23	40	40
86	11,73	523,14				523,14	20	20
87	10,52		193,79			193,79	40	40
88	10,13	296,61				296,61	25	25
89	8,76			453,41		453,41	45	40
90	7,45				261,26	261,26	30	30
91	6,68	607,05				607,05	45	40
92	5,95		506,56			506,56	30	30
93		1123,44				1123,44	45	40
94			774,38			774,38	30	30
<b>MW</b>	<b>11,44</b>	<b>611,03</b>	<b>438,46</b>	<b>453,41</b>		<b>519,99</b>		
	<b>Anz</b>	<b>20</b>	<b>19</b>	<b>10</b>	<b>10</b>	<b>59</b>		
	<b>Mw</b>	<b>747,11</b>	<b>523,51</b>	<b>616,5</b>	<b>741,99</b>	<b>657,28</b>		
	<b>Stab</b>	<b>501,37</b>	<b>91,34</b>	<b>274,82</b>	<b>149,79</b>	<b>273,81</b>		
	<b>Min</b>	<b>296,61</b>	<b>193,79</b>	<b>384,32</b>	<b>319,57</b>	<b>193,79</b>		
	<b>Max</b>	<b>1714,96</b>	<b>1090,14</b>	<b>1145,56</b>	<b>1343,24</b>	<b>1714,96</b>		
Wirbelsäule 10: Schwein								
1	6,67	2149,87				2149,87	45	40
2	5,13		1844,06			1844,06	30	25
3	5,00	2479,37				2479,37	45	40
4	5,25		1213,62			1213,62	20	20
5	3,96	2124,46				2124,46	35	35
6	4,12		1512,41			1512,41	20	20
7	3,83	2393,09				2393,09	35	35
8	3,99	1883,99				1883,99	35	35
9	3,99	1722,87				1722,87	35	35
10	3,96		1903,33			1903,33	20	20
11	3,76		1519,85			1519,85	20	20
12		1095,33				1095,33	30	30
13		1110,73				1110,73	30	30
<b>MW</b>	<b>4,51</b>	<b>2286,70</b>	<b>1598,65</b>			<b>1904,45</b>		
	<b>Anz</b>	<b>9</b>	<b>6</b>			<b>14</b>		
	<b>MW</b>	<b>1916,27</b>	<b>1598,65</b>			<b>1775,53</b>		
	<b>Stab</b>	<b>517,31</b>	<b>250,98</b>			<b>442,53</b>		
	<b>Min</b>	<b>1095,33</b>	<b>1213,62</b>			<b>1095,33</b>		
	<b>Max</b>	<b>2479,37</b>	<b>1903,33</b>			<b>2479,37</b>		

**Abbildung 13:**

Vergleich Ausrisskraft aller osteoporotischen zu normalen Wirbelsäulen in Bezug auf Ausrissstabilität



### 3.1.2 Ergebnisse der Knochendichtebestimmungen

In Tabelle 2 sind alle wichtigen Messwerte aufgelistet, die zur Bestimmung der Knochenqualität der einzelnen Wirbelsäulen von Belang sind. Dazu zählt vornehmlich die Knochendichte, welche Aufschluss darüber gibt, wie hoch der Anteil an Calcium-Hydroxylapatitkristallen in den Knochen ist (s. Kap. 2.2.1) und somit als wichtigster Bewertungsparameter in Hinblick auf die Haltestabilität bei unseren Ausrissversuchen gilt (s. Kap. 4.1.2). Die Definitionen der in Tabelle 2 berechneten Scores für die einzelnen Wirbelsäulen sind der u.a. Legende zu entnehmen.

#### 3.1.2.1 Osteoporotische humane Wirbelkörper

In Bezug auf Tabelle 2 hatten die Wirbelsäulen 1 bis 4 einen durchschnittlichen T-Score von -3,12 und eine BMD von  $72,85\text{mg/cm}^3$ . Die geringste Knochendichte hatte Wirbelsäule 3 mit einem T-Score von -3,12 und einer BMD von  $50,90\text{mg/cm}^3$ . Der Z-Score lag bei den Wirbelsäulen 1 bis 4 bei -0,04, am schlechtesten schnitt auch hier Wirbelsäule 3 mit einem Z-

Score von -0,68 ab. Der berechnete trabekuläre Altersdurchschnitt lag bei 79 Jahren, die älteste war nach dieser Berechnung die Wirbelsäule 1 mit 89 Jahren.

Die ermittelte Knochendichte der Kortikales lag im Durchschnitt bei  $228,49\text{mg/cm}^3$ , den niedrigsten Wert hatte die Wirbelsäule 3 mit  $122,30\text{mg/cm}^3$ , den höchsten Wirbelsäule 1 mit  $292,30\text{mg/cm}^3$ .

Die Spongiosatrabekel erreichten bei den Wirbelsäulen 1 bis 4 im Durchschnitt  $82,97\text{mg/cm}^3$ , den niedrigsten Wert behauptete die Wirbelsäule 3 mit  $50,65\text{mg/cm}^3$ , den höchsten Wirbelsäule 4 mit  $120,38\text{mg/cm}^3$ .

### 3.1.2.2 Humane Wirbelkörper mit physiologischer Knochendichte

Bei der Knochendichtebestimmung (s. Tabelle 2, WS 5-9) betrug der insgesamt errechnete T-Score-Mittelwert der Wirbelsäulen 5 bis 9  $-0,91$  Standardabweichungen, der durchschnittliche Z-Score betrug  $1,69$  Standardabweichungen. Die durchschnittliche Knochenmineraldichte der Kortikales lag bei  $308,81\text{mg/cm}^3$ , die der spongiösen Trabekel bei  $127,92\text{mg/cm}^3$ .

Der Vergleich der Ausrissstabilität zwischen osteoporotischen und humanen Wirbelkörpern mit physiologischer Knochendichte gibt die Abbildung 13 wider. Die osteoporotischen Wirbelkörper sind durch die roten Balken, die normalen Wirbelkörper mit den blauen Balken bezogen auf den jeweiligen Instrumentationstyp a bis d gekennzeichnet.

Wirbelsäule 7 hatte im Vergleich zu den anderen Wirbelsäulen mit einem T-Score von  $0,91$  Standardabweichungen und einem Z-Score von  $2,40$  die höchsten Knochendichtewerte. Die Kortikales hatten eine durchschnittliche Knochenmineraldichte von  $372,39\text{mg/cm}^3$ , die Spongiosa behauptete sich mit  $184,39\text{mg/cm}^3$ . Wirbelsäule 9 könnte man bei einem T-Score von  $-2,59$  per definitionem zu den osteoporotischen Wirbelsäulen zählen. Aufgrund der akzeptablen Ausrisswerte (s. Tabelle 1) und einem Z von  $0,97$  wurde sie hier aber den Wirbelsäulen mit physiologischer Knochendichte zugeordnet.

Bei den Wirbelsäulen 5,6 und 8 wurden die Z-Scores nicht berechnet, da die verstorbenen Patienten dieser Wirbelsäulen älter als 80 Jahre waren. Eine korrekte Berechnung des Z-Scores ist nur bis für Patienten unterhalb des 80. Lebensjahres möglich. In Bezug auf die jeweiligen T-Scores ist aber anzunehmen, dass sich die Z-Scores bei Wirbelsäulen 5,6 und 8 bei ca. 1 bis  $1,5$  Standardabweichungen befinden.

**Tabelle 2:**

Knochendichtebestimmungen

Legende zu Tabelle 2:

**BMD:** Bone mineral density (=Knochenmineraldichte), auch als „mean score“ in  $\text{mg}/\text{cm}^3$  aufgetragen.

**Kortikal:** Pro Wirbelkörper gemessene Dichte der Kortikalices in  $\text{mg}/\text{cm}^3$

**Stab. kortikal:** dazu gehörige Standardabweichungen

**MC:** Mean score, gibt die Knochendichte in  $\text{mg}/\text{cm}^3$  (s.o.) an

**MW:** Mittelwert

**QCT:** Quantitative Computertomographie: Messung der Knochenmineraldichte in  $\text{mg}$  Calcium-Hydroxylapatit pro  $\text{ml}$ .

**Trab. Alter:** Trabekulärer Altersdurchschnitt der einzelnen Wirbelkörper

**Trabekulär:** Pro Wirbelkörper gemessene Dichte der spongiösen Knochenbälkchen in  $\text{mg}/\text{cm}^3$

**Stab. Trab.:** Dazugehörige jeweilige Standardabweichung

**T-score:** Eine Standardabweichung unterhalb des Mittelwertes der Knochendichte gesunder Menschen im Alter von 30 Jahren (dimensionslos)

**Z-score:** Eine Standardabweichung unterhalb des Mittelwertes der Knochendichte eines altersgleichen Referenzkollektivs (dimensionslos)

Nr.	T-Score	Z-Score	BMD $\text{mg}/\text{cm}^3$	trab. Alter	kortikal	Stabw kortikal	trabekulär	Stabw trab.
<b>Wirbelsäule 1:</b>								
1					233,30	79,90	91,10	30,30
2					246,30	72,20	85,20	18,10
3					266,90	91,30	95,20	29,00
4					322,60	156,80	94,30	28,50
5					382,60	226,50	142,90	71,70
6					301,50	156,80	110,90	27,60
<b>MW</b>	<b>-2,67</b>	<b>0,56</b>	<b>103,90</b>	<b>89,00</b>	<b>292,20</b>	<b>130,58</b>	<b>103,27</b>	<b>34,20</b>

Fortsetzung Tabelle 2

<b>Wirbelsäule 2:</b>								
7					248,50	131,30	53,80	29,20
8					216,40	104,80	89,90	45,80
9								
10								
<b>MW</b>	<b>-3,20</b>	<b>-0,25</b>	<b>71,00</b>	<b>78,00</b>	<b>232,45</b>	<b>118,05</b>	<b>71,85</b>	<b>37,50</b>
<b>Wirbelsäule 3:</b>								
11					133,10	40,70	55,70	25,90
12					127,40	34,10	51,10	22,70
13					127,40	31,90	58,20	26,70
14					115,10	30,00	55,90	23,70
15					112,80	35,60	67,40	20,00
16					118,00	48,30	75,60	25,50
<b>MW</b>	<b>-3,93</b>	<b>-0,68</b>	<b>50,90</b>	<b>69,70</b>	<b>122,30</b>	<b>36,77</b>	<b>60,65</b>	<b>24,08</b>
<b>Wirbelsäule 4:</b>								
17					252,00	67,90	143,00	25,60
18					195,10	82,00	91,60	23,80
19					218,00	106,70	82,60	25,70
20					203,10	57,20	73,90	25,10
21					209,70	56,90	72,00	23,60
22					201,50	60,50	72,90	24,60
23					211,50	57,70	73,60	25,80
24					218,60	53,70	70,40	22,00
25					229,30	61,10	82,30	28,30
26					292,40	118,20	90,20	31,00
27					306,20	152,20	66,70	26,10
28					339,50	128,90	120,20	35,20
29					340,40	193,10	73,60	38,90
30								
31								
<b>MW</b>	<b>-2,67</b>	<b>0,23</b>	<b>85,60</b>	<b>79,30</b>	<b>247,48</b>	<b>92,01</b>	<b>85,62</b>	<b>27,36</b>
<b>WS 1-4:</b>	<b>-3,12</b>	<b>-0,04</b>	<b>77,85</b>	<b>79,00</b>	<b>228,49</b>	<b>90,23</b>	<b>82,97</b>	<b>28,90</b>

Fortsetzung Tabelle 2

<b>Wirbelsäule 5:</b>								
32					262,10	86,60	121,20	34,30
33					316,90	94,30	134,40	41,70
34					245,60	77,10	129,00	38,50
35					263,60	79,60	133,00	41,70
36					290,40	106,70	123,70	37,70
37					262,20	148,40	101,20	36,80
38					272,40	156,10	103,70	38,00
39					259,20	77,10	140,10	58,90
40					238,10	100,50	97,10	36,70
<b>MW</b>	<b>0,06</b>		<b>160,80</b>		<b>267,83</b>	<b>102,93</b>	<b>120,38</b>	<b>40,48</b>
<b>Wirbelsäule 6:</b>								
41					391,90	113,70	86,30	34,30
42					281,70	77,90	86,60	33,60
43					282,70	76,40	111,10	38,10
44					259,70	86,80	114,70	51,20
45					271,60	101,70	120,50	46,50
46					246,40	88,90	128,70	50,00
47					234,90	74,00	127,70	53,30
48					234,40	66,40	130,10	53,30
49					221,40	75,80	137,00	58,40
50					239,20	85,30	135,70	53,20
51					221,70	82,70	155,50	62,50
52					245,30	60,20	196,20	46,90
<b>MW</b>	<b>-1,21</b>		<b>125,80</b>		<b>260,91</b>	<b>82,48</b>	<b>127,51</b>	<b>48,44</b>
<b>Wirbelsäule 7:</b>								
53					248,10	76,90	177,50	20,50
54					466,90	92,20	166,40	29,20
55					432,50	87,00	172,90	25,00
56					402,30	83,00	178,50	23,70
57					385,40	75,90	181,70	25,10
58					380,30	81,20	188,30	25,70
59					358,80	83,50	171,80	26,50
60					375,60	80,50	168,00	26,90
61					362,80	69,30	178,60	29,60
62					376,60	73,70	203,50	28,70
63					360,70	57,20	210,50	28,20
64					322,00	63,30	215,00	30,40
65								
<b>MW</b>	<b>0,91</b>	<b>2,40</b>	<b>184,40</b>	<b>118,10</b>	<b>372,67</b>	<b>76,98</b>	<b>184,39</b>	<b>26,63</b>

Fortsetzung Tabelle 2

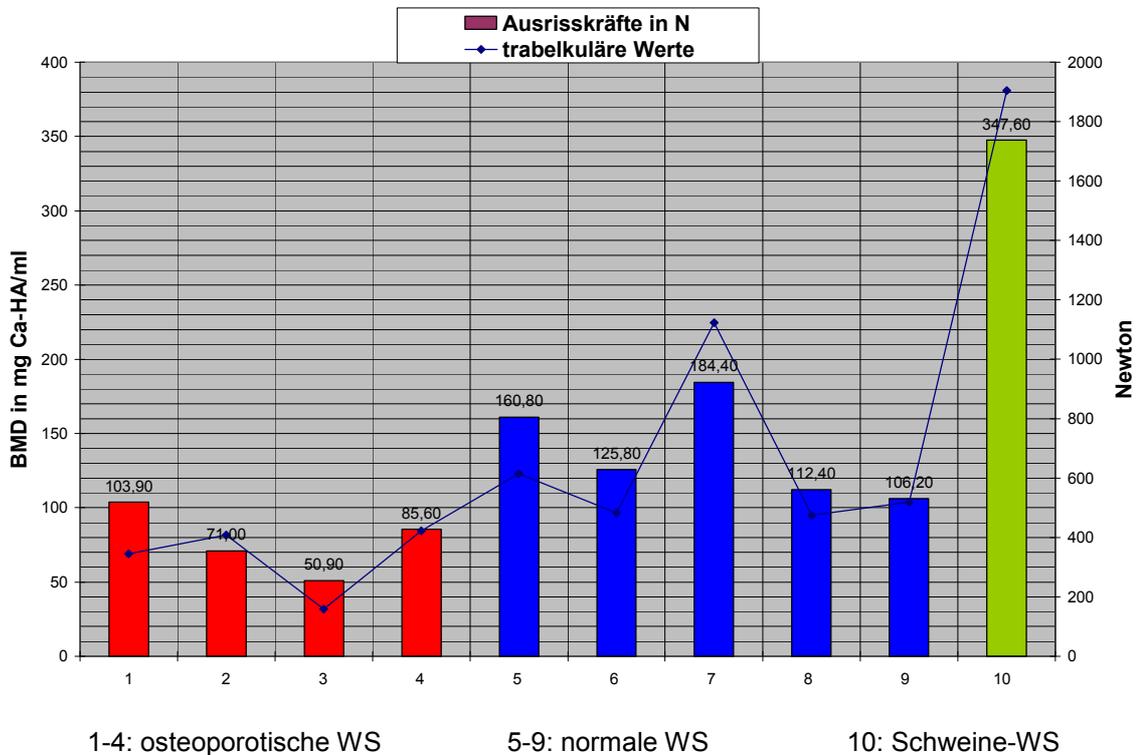
<b>Wirbelsäule 8:</b>								
66					209,40	53,30	137,70	32,90
67					218,90	60,10	115,00	30,10
68					414,80	162,20	112,60	27,80
69					361,00	140,60	89,60	31,30
70					338,70	122,80	83,00	26,00
71					319,20	97,80	111,00	28,10
72					304,60	107,80	98,10	28,70
73					308,50	119,10	91,00	30,30
74					319,30	82,80	88,20	26,20
75					275,60	86,00	103,20	45,90
76					364,80	108,00	111,50	54,80
77					370,80	102,70	93,80	33,30
78								
<b>MW</b>	<b>-1,70</b>		<b>112,40</b>		<b>317,13</b>	<b>103,60</b>	<b>102,89</b>	<b>32,95</b>
<b>Wirbelsäule 9:</b>								
79					268,40	53,70	164,70	12,30
80					389,80	196,40	90,30	36,90
81					287,30	132,70	76,50	27,60
82					266,00	120,70	77,30	27,10
83					322,10	157,10	92,60	31,50
84					365,50	202,20	97,30	50,80
85					392,20	229,70	107,80	45,80
86					297,20	171,70	109,00	66,80
87					393,40	254,80	88,80	34,20
88					345,50	180,00	98,80	35,50
89					326,80	151,80	101,70	38,40
90					263,00	102,60	125,20	32,30
91					223,00	90,10	117,10	30,00
92					260,80	80,70	139,50	30,60
93								
94								
<b>MW</b>	<b>-2,59</b>	<b>0,97</b>	<b>106,20</b>	<b>80,40</b>	<b>314,36</b>	<b>151,73</b>	<b>106,19</b>	<b>35,70</b>
<b>WS 5-9:</b>	<b>-0,91</b>	<b>1,69</b>	<b>137,92</b>	<b>99,25</b>	<b>308,81</b>	<b>105,21</b>	<b>127,92</b>	<b>36,62</b>

Fortsetzung Tabelle 2

Wirbelsäule 10:								
1					336,20	61,10	332,70	25,30
2					378,20	68,90	297,30	25,80
3					375,20	57,90	327,50	26,10
4					438,90	76,80	341,60	33,20
5					477,80	106,20	366,50	46,90
6					484,80	103,70	393,80	59,30
7					603,90	146,70	379,30	58,90
8					519,10	139,10	352,90	40,00
9					519,10	139,10	352,90	40,00
10					512,20	113,90	326,20	29,30
11					542,90	100,30	332,60	31,30
12								
13								
<b>MW</b>	<b>6,82</b>	<b>6,83</b>	<b>347,60</b>		<b>471,66</b>	<b>101,25</b>	<b>345,75</b>	<b>37,83</b>

**Abbildung 14:**

Vergleich trabekulärer Werte mit der Ausrissstabilität der einzelnen Wirbelsäulen (Diagramm zu Tabelle 2)



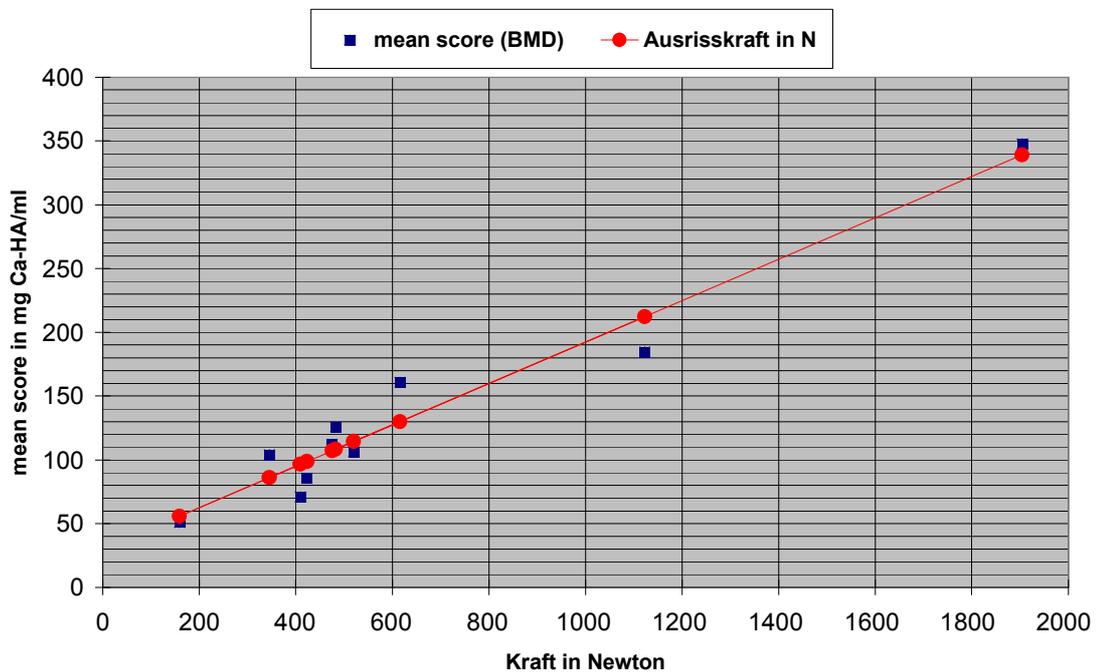
Die o.a. Abbildung 14 verdeutlicht die enge Beziehung zwischen Knochendichte und Ausrissstabilität. Dabei handelt es sich um einen Vergleich der aus Tabelle 2 errechneten T-

Scores mit den durchschnittlichen Newtonwerten (Ausrissstabilität) der getesteten Wirbelsäulen. Die durchgezogene Linie gibt die ermittelten trabekulären Werte wider, die per quantitativer Computertomographie (QCT) ermittelt wurden.

Die Abbildung 15 bezieht sich in diesem Vergleichsrahmen nicht auf den T-Score, sondern auf die BMD (siehe Anm. zu Tab. 2). Ähnlich wie in Abbildung 14 stellt sich hier durch die Lotung der Werte mittels einer Regressionsgerade eine nahezu lineare Beziehung zwischen BMD und Ausrisswerten dar.

### Abbildung 15:

Punktwolke zur Darstellung der Beziehung zwischen Ausrisskraft und Knochendichte



#### 3.1.3 Korrelation zwischen Wirbelkörpergröße und Ausrisskräften

Tabelle 3 beschäftigt sich mit einem weiteren essentiellen Bewertungsparameter, nämlich der Wirbelkörpergröße. Dabei wurden L4 und L5 sowie T3 bis C7 zusammengefasst, da diese sich bezüglich ihrer Größe nur unwesentlich unterschieden. Die Abbildung 16 veranschaulicht den tabellarisch nur schwer darstellbaren Aspekt. Die Balken stehen für die erhobenen Mittelwerte der Wirbelkörpergröße, die Punktlinie für die jeweilige Ausrisskraft in N.

Die Wirbelkörpergröße wurde durch die in Tabelle 1, Spalte 1 angegebenen Wirbelkörperlängsdurchmesser in cm x Wirbelkörpertiefe in cm errechnet. Bezug genommen wurde hierbei auf die durchschnittlich berechneten Mittelwerte.

### 3.1.3.1 Osteoporotische humane Wirbelkörper

Der größte Wirbelkörper war L2 mit einem Mittelwert von  $12,33\text{cm}^2$ , gefolgt von L3 mit  $11,51\text{cm}^2$  und L1 mit  $11,21\text{cm}^2$ . Kleinster instrumentierter Wirbelkörper war im Durchschnitt der T5-Wirbelkörper mit  $5,03\text{cm}^2$ . Die höchsten Ausrisswerte erzielten dabei die L1-Wirbelkörper mit  $432,73\text{N}$  und die L3-Wirbelkörper mit  $428,54\text{N}$ . Die niedrigste Ausrissstabilität verbuchten die T5-Wirbelkörper mit  $229,42\text{N}$ . Auffallend im Vergleich ist hierbei, dass die T4-Wirbelkörper mit  $409,80\text{N}$  bei einer Größe von  $5,21\text{cm}^2$  und die T3 bis C7 mit  $432,10\text{N}$  bei einer Größe von  $5,37\text{cm}^2$  die zweit- und dritthöchsten Newtonwerte erzielten.

### 3.1.3.2 Humane Wirbelkörper mit physiologischer Knochendichte

Bei den Wirbelkörpern mit physiologischer Knochendichte war der L4 mit  $13,67\text{cm}^2$  der größte Wirbelkörper mit einer Ausrissstabilität von  $520,35\text{N}$ . Die höchsten Newtonwerte erzielten im Durchschnitt die T12-Wirbel mit  $864,30\text{N}$  bei einer Größe von  $9,79\text{cm}^2$ , gefolgt von den Wirbelkörpern T3 bis C7 mit  $807,94\text{N}$  bei einer Größe von  $5,28\text{cm}^2$  und L1 mit  $776,35\text{N}$  und einer Größe von  $10,79\text{cm}^2$ .

Den niedrigsten Ausrisswert erzielte mit  $513,72\text{N}$  im Durchschnitt der Wirbelkörper T10 mit  $9,22\text{cm}^2$ .

### 3.1.3.3 Schweinewirbelkörper

Die Schweinewirbelkörper waren insgesamt deutlich kleiner als die humanen Wirbelkörper. Während die Lendenwirbelkörper alle bei ca.  $5\text{cm}^2$  lagen, erreichten die thorakalen Wirbelkörper eine durchschnittliche Größe von ca.  $3,80\text{cm}^2$ . Den höchsten Wert erzielte L2 mit  $2479,40\text{N}$  bei einer Größe von  $5\text{cm}^2$ , gefolgt von T10 mit  $2393,00\text{N}$  und  $3,83\text{cm}^2$ .

#### **Tabelle 3:**

Wirbelkörpergröße im Vergleich zur Ausrissstabilität

#### Legende zu Tabelle 3:

<b>C<sub>x</sub>:</b>	Cervikaler Wirbelkörper x (=1-7)
<b>L<sub>x</sub>:</b>	Lendenwirbelkörper x (=1-5)
<b>T<sub>x</sub>:</b>	Thorakaler Wirbelkörper x (=1-12)
<b>WK:</b>	Wirbelkörper

Tabelle 3

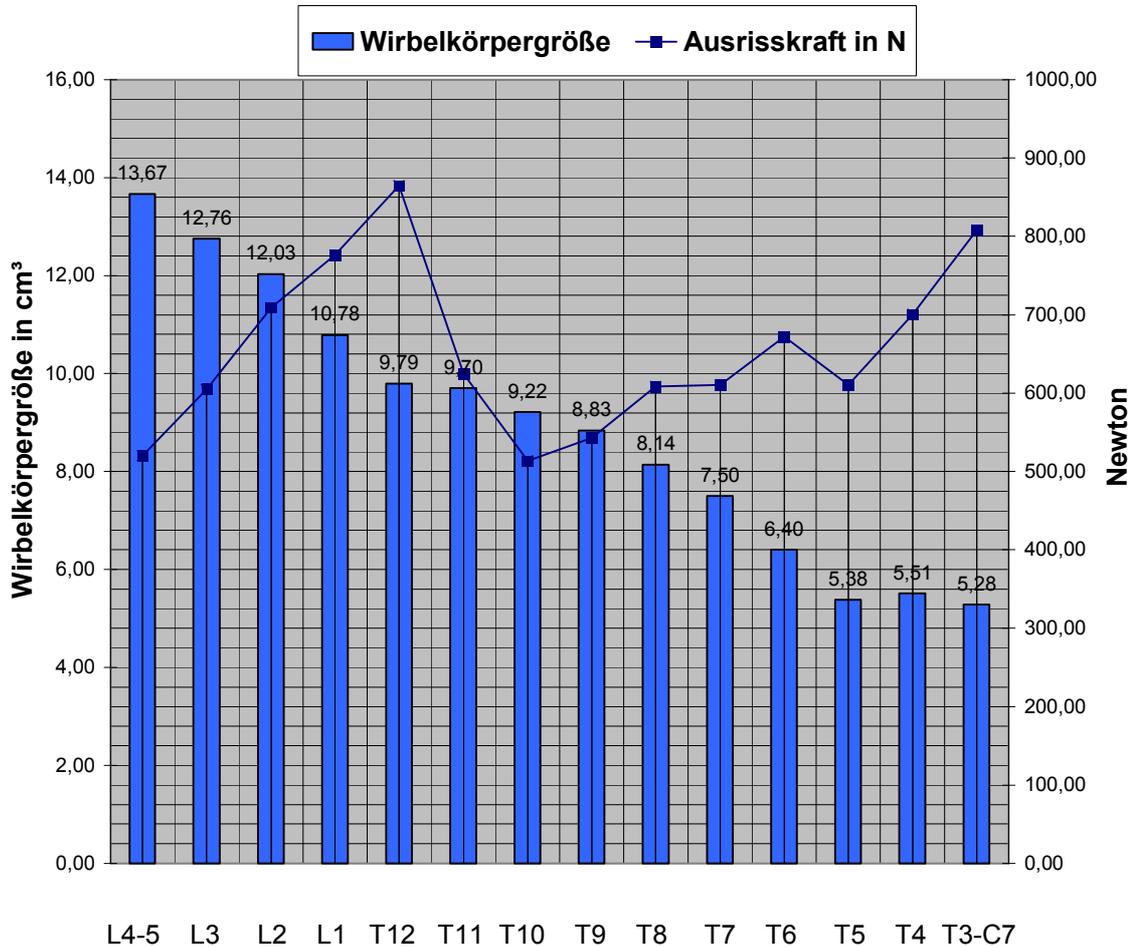
WK-größe	L4-L5	L3	L2	L1	T12	T11	T10
osteop. WK		11,51	12,33	11,29	10,59	10,96	10,16
					9,50	11,38	7,53
						9,66	
						9,06	
<b>Mittelwerte</b>		<b>11,51</b>	<b>12,33</b>	<b>11,29</b>	<b>10,04</b>	<b>10,27</b>	<b>8,84</b>
normale WK	11,72	11,45	10,98	9,77	9,74	9,23	8,76
	15,62	10,92	12,98	12,28	8,88	10,16	9,85
		15,91	10,30	9,18	8,65	8,47	8,13
			9,93	8,95	11,90	7,58	6,66
			15,94	13,74		13,08	12,70
<b>Mittelwerte</b>	<b>13,67</b>	<b>12,76</b>	<b>12,03</b>	<b>10,78</b>	<b>9,79</b>	<b>9,70</b>	<b>9,22</b>
Schweinewirbel	0,00	5,13	5,00	5,25	3,96	4,12	3,83
<b>Ausrisskräfte in N</b>	L4-L5	L3	L2	L1	T12	T11	T10
osteop. WK	521,10	428,54	319,57	432,73	90,19	127,53	295,20
					549,43	307,76	403,30
						140,16	
						454,40	
<b>Mittelwerte</b>	<b>521,10</b>	<b>428,54</b>	<b>319,57</b>	<b>432,73</b>	<b>319,81</b>	<b>257,46</b>	<b>349,25</b>
normale WK	650,42	912,89	556,62	1124,20	842,07	645,20	414,40
	556,18	306,92	1378,60	386,64	1715,00	384,32	493,40
	407,79	593,94	759,35	1090,10	398,27	971,16	885,10
	467,01		504,23	825,30	501,86	444,00	497,50
			347,40	455,50		677,55	278,20
<b>MW normale WK</b>	<b>520,35</b>	<b>604,58</b>	<b>709,24</b>	<b>776,35</b>	<b>864,30</b>	<b>624,45</b>	<b>513,72</b>
Schweine-WK	2149,90	1844,10	2479,40	1213,60	2124,50	1512,40	2393,00

Fortsetzung Tabelle 3

WK-größe	T9	T8	T7	T6	T5	T4	T3-C7
osteop. WK	7,95	9,38	8,97	7,76	4,84	5,55	5,37
		6,17	5,55	6,98	5,22	4,87	
		6,84	6,40	5,45			
				5,38			
<b>Mittelwerte</b>	<b>7,95</b>	<b>7,46</b>	<b>6,97</b>	<b>6,39</b>	<b>5,03</b>	<b>5,21</b>	<b>5,37</b>
normale WK	9,47	8,41	8,20	6,58	5,24	5,19	5,17
	7,76	8,53	7,81	6,70	5,22	4,66	5,56
		7,11	6,19	5,41	4,68	6,68	4,45
	6,37	6,14	5,19	4,57	4,32		5,95
	11,73	10,52	10,13	8,76	7,45		
<b>Mittelwerte</b>	<b>8,83</b>	<b>8,14</b>	<b>7,50</b>	<b>6,40</b>	<b>5,38</b>	<b>5,51</b>	<b>5,28</b>
Schweinewirbel	3,99	3,99	3,96	3,76	0,00	0,00	0,00
<b>Ausrisskräfte in N</b>	<b>T9</b>	<b>T8</b>	<b>T7</b>	<b>T6</b>	<b>T5</b>	<b>T4</b>	<b>T3-C7</b>
osteop. WK	244,60	322,32	214,65	616,90	190,84	494,40	435,40
		103,53	306,43	434,40	268,00	459,10	428,80
		301,12	215,83	120,60		275,90	
				412,20			
<b>Mittelwerte</b>	<b>244,60</b>	<b>242,32</b>	<b>245,64</b>	<b>396,03</b>	<b>229,42</b>	<b>409,80</b>	<b>432,10</b>
normale WK	377,80	445,30	424,24	725,70	358,97	618,80	626,90
	925,80	648,42	507,06	317,90	665,11	876,10	440,20
	344,80	1145,60	1356,00	1192,00	806,12	607,10	1343,00
	523,10	193,79	468,09	453,40			506,60
			296,61				1123,00
<b>MW normale WK</b>	<b>542,88</b>	<b>608,28</b>	<b>610,40</b>	<b>672,25</b>	<b>610,07</b>	<b>700,67</b>	<b>807,94</b>
Schweine-WK			1903,30	1520,00			

**Abbildung 16:**

Wirbelkörpergröße im Vergleich zur Ausrissstabilität



#### 3.1.4 Korrelation zwischen Schraubenlänge und Ausrisskräften

In Tabelle 4 sind die einzelnen Schraubenlängen in Bezug auf die pro instrumentierten Wirbelkörper erreichten Ausrisskräfte dargestellt. Auch hier wurden die osteoporotischen Wirbelkörper von denen mit physiologischer Knochendichte gesondert behandelt. Zunächst wurden in der ersten Tabellenhälfte die erzielten Newtonwerte der TLS gestaffelt nach von links nach rechts zunehmender Schraubenlänge dargestellt. Die kürzeste instrumentierte Schraube hatte eine Länge von 20mm, die längste 45mm. Der Durchmesser von 4,5mm war bei allen Schrauben gleich.

In der zweiten Tabellenhälfte wurden analog die Ausrisswerte bei Senkschrauben aufgelistet. Bezug genommen wurde genauso wie in vorangegangenen Kapiteln auf die errechneten Mittelwerte. Der Versuch hatte das Ziel herauszufinden, ob zunehmende Schraubenlänge generell einen signifikant positiven Einfluss auf die Ausrissstabilität hatte, ohne den Instrumentationstyp (mono- oder bikortikal) zu berücksichtigen.

#### 3.1.4.1 Osteoporotische humane Wirbelkörper

Bei den TLS erreichte die 45mm-Schraube mit 440,37N den höchsten Newtonwert, gefolgt von der 35mm-TLS mit 418,51N. Die 30mm-TLS behauptete mit 144,52N die insgesamt niedrigste Ausrisstabilität.

Bei den Senkschrauben lag mit 441,46N die 35mm-Schraube an der Spitze, die 30mm-Schraube bildete mit 127,53N den insgesamt niedrigsten Wert, auch im Vergleich zur TLS.

#### 3.1.4.2 Humane Wirbelkörper mit physiologischer Knochendichte

Den höchsten Wert bei den TLS erzielte die 45mm-Schraube mit 780,79N, den zweithöchsten die 35mm-Schraube mit 682,37N. Die 25mm-Schraube hatte mit 460,05N den niedrigsten Wert insgesamt.

Bei den Senkschrauben lag die 40mm-Schraube mit durchschnittlich 707,46N an der Spitze, gefolgt von der 35mm-Schraube mit 673,58N. Den niedrigsten Wert erreichte die 25mm-Senkschraube mit 562,87N.

#### 3.1.4.3 Schweinewirbelkörper

Aufgrund der geringen Wirbelkörperzahl wurden auch hier nur einige Schraubenlängen getestet. Dabei hatte die 45mm-TLS mit 2314,66N den höchsten Wert, den niedrigsten die 22,5mm-TLS mit 1645,20N.

Bei den Senkschrauben hatten die 40mm-Schraube als längste getestete mit 2314,62N einen fast identischen Wert mit der 45mm-TLS. Die 22,5mm-Senkschraube erzielte 1545,60N.

**Tabelle 4:**

Vergleich zwischen Schraubenlänge und Ausrissstabilität der TLS und Senkschrauben

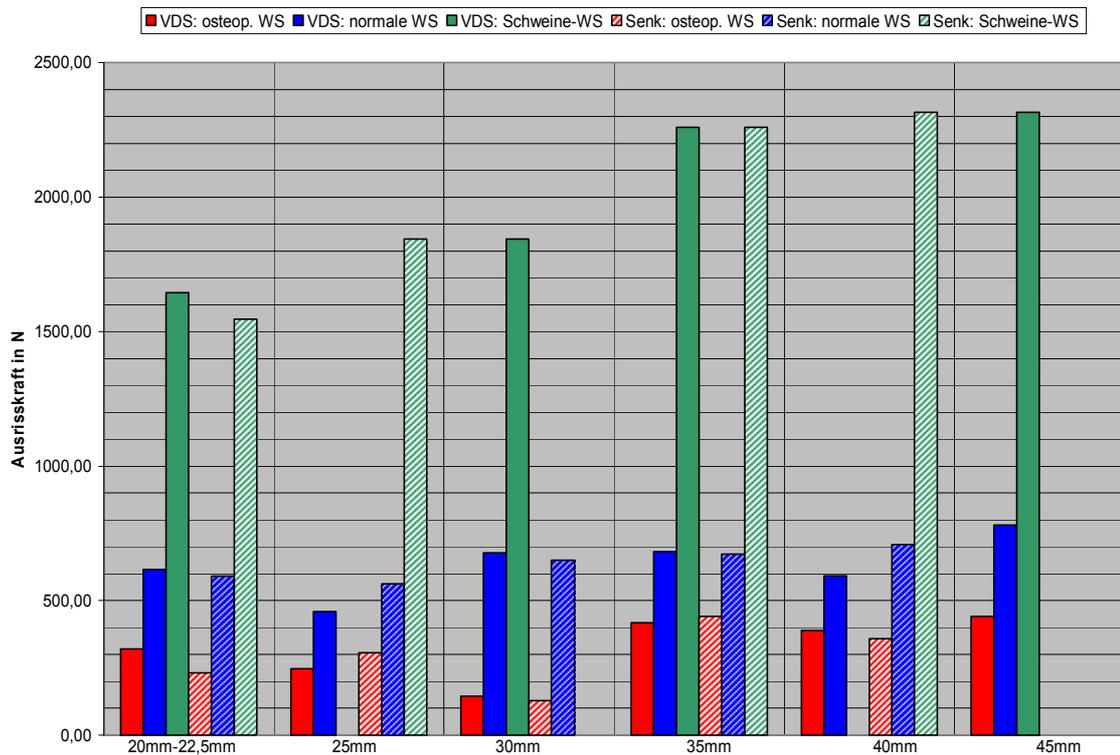
TLS	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm
<b>osteoporotische WS</b>	459,06	214,65	127,53	494,43	616,86	295,24
	435,38	103,53	90,19	307,76	140,16	403,33
	120,61	244,57	215,83	434,43	412,22	549,43
	268,00	428,75		306,43		432,73
				275,93		521,10
				190,84		
				301,12		
				454,40		
				759,35		
				428,54		
				650,42		
<b>Mittelwerte osteop. WS</b>	<b>320,76</b>	<b>247,88</b>	<b>144,52</b>	<b>418,51</b>	<b>389,75</b>	<b>440,37</b>
<b>normale WS</b>	806,12	424,24	842,07	384,32	725,69	556,62
	876,12	507,06	645,20	1090,14	386,64	1124,20
	468,09	317,86	445,30	1343,24	377,76	414,39
	347,40	626,91	358,97	306,92	648,42	319,57
	677,55	440,20	493,41	556,18	665,11	912,89
	523,14	444,00	885,09	593,94	618,84	1378,64
			1145,56	501,86	925,76	1714,96
			506,56		1355,97	971,16
			774,38		344,79	398,27
					278,23	825,30
					193,79	504,23
						407,79
						453,41
						607,05
						1123,44
<b>Mittelwerte normale WS</b>	<b>616,40</b>	<b>460,05</b>	<b>677,39</b>	<b>682,37</b>	<b>592,82</b>	<b>780,79</b>
<b>Schwein</b>	1512,41		1844,06	2124,46		2149,87
	1903,33			2393,09		2479,37
	1519,85					
<b>Mittelwerte Schwein</b>	<b>1645,20</b>		<b>1844,06</b>	<b>2258,78</b>		<b>2314,62</b>

Fortsetzung Tabelle 4

Senkschraube	20-22,5mm	25mm	30mm	35mm	40mm	
<b>osteoporotische WS</b>	435,38	214,65	127,53	616,86	295,24	
	103,53	494,43		434,43	322,32	
	120,61	275,93		459,06	307,76	
	268,00	244,57		306,43	90,19	
				215,83	140,16	
				549,43	428,75	
				428,54	412,22	
				521,10	403,33	
					454,40	
					432,73	
					650,42	
<b>Mittelwerte osteop. WS</b>	<b>231,88</b>	<b>307,40</b>	<b>127,53</b>	<b>441,46</b>	<b>357,96</b>	
<b>normale WS</b>	358,97	317,86	645,20	556,62	842,07	
	618,84	440,20	648,42	1124,20	414,39	
	806,12	1192,31	885,09	725,69	445,30	
	1343,24	301,12	876,12	386,64	319,57	
	344,79		306,92	507,06	384,32	
	467,01		556,18	665,11	377,76	
	347,40		506,56	626,91	1378,64	
	501,86		774,38	1090,14	1714,96	
	523,14			593,94	971,16	
				455,50	925,76	
				677,55	1145,56	
					1355,97	
					497,46	
					398,27	
					825,00	
					504,23	
					407,79	
					278,23	
					193,79	
					453,41	
					607,05	
					1123,44	
<b>Mittelwerte normale WS</b>	<b>590,15</b>	<b>562,87</b>	<b>649,86</b>	<b>673,58</b>	<b>707,46</b>	
<b>Schwein</b>	1213,62	1844,06		2124,46	2149,87	
	1903,33			2393,09	2479,37	
	1519,85					
<b>Mittelwerte Schwein</b>	<b>1545,60</b>	<b>1844,06</b>		<b>2258,78</b>	<b>2314,62</b>	

Die unten dargestellte Abbildung 17 vergleicht die Schraubenlänge der TLS (vollständig gefärbte Balken) und der Senkschrauben (schraffierte Balken) in Korrelation zur Ausrisskraft. Die roten Balken stehen für die osteoporotischen Wirbelsäulen, die blauen Balken für die humanen Wirbelsäulen mit physiologischer Knochendichte und die grünen für den Zusatzversuch mit der Schweinewirbelsäule. Die TLS und Senkschrauben zeigen bezüglich ihres Verlaufs ein fast gleiches Muster. Wie bereits oben beschrieben finden sich die Spitzenwerte bei der 40mm-Senkschraube und bei der 45mm-TLS.

**Abbildung 17:** Vergleich Schraubenlänge/ Schraubentypen vs. Ausrissstabilität



### 3.1.5 Statistik

In der folgenden formalen Statistik (s. Tabelle 5) wurden der Kruskal-Wallis-Test und der Mann-Whitney-Wilcoxon-Test (Definitionen s. Kap. 2.5) angewandt.

In der Tabelle 5<sup>1</sup> sind die statistischen Ergebnisse zwischen den vier Instrumentationstypen a bis d angegeben. Auf Signifikanz getestet wurden dabei die Ausrisskräfte sämtlicher Instrumentationstypen a bis d zueinander.

<sup>1</sup> Bearbeitet mit: Spss V.11.5.1 for Windows

Wichtig zu definieren ist zudem das Signifikanzniveau (s. Anmerkungen zu Tab. 5). Dies sei in allen hier durchgeführten statistischen Testungen als  $\alpha = 0,05$  (5 %) definiert.

Der im Folgenden bezeichnete p-Wert (s. Anmerkungen zu Tab. 5) gibt die Überschreitungswahrscheinlichkeit wider. Ist der p-Wert kleiner als das festgelegte Signifikanzniveau 0,05, kann die Nullhypothese  $H_0$  (kein signifikanter Unterschied) verworfen werden und die Hypothese  $H_1$  (bestehender signifikanter Unterschied) angenommen werden.

Im ersten Tabellenabschnitt werden die Anzahlen der getesteten Wirbelkörper und deren zugehörige Rangzahlen aufgelistet. Der sich darunter befindliche zweite Tabellenabschnitt ist die jeweilige Statistik.

In Tabelle 5.1 (Kruskal-Wallis-Test) beträgt das Chi-Quadrat 4,56, Df 3,0 (Def. siehe Kap. 2.5) und die asymptotische Signifikanz von 0,19. Somit besteht gemäß der o.g. Definition keine statistische Signifikanz. Die Hypothese  $H_1$  kann verworfen werden, die Hypothese  $H_0$  muss angenommen werden.

In Tabelle 5.2 (Mann-Whitney-Wilcoxon-Test) ist ein Vergleich der Instrumentationstypen a vs b dargestellt. Mit einer asymptotischen Signifikanz (2-seitig) sowie einer exakten Signifikanz (2x1-seitig) von jeweils 0,06 behauptet der Instrumentationstyp a gegenüber Instrumentationstyp b im Einzelvergleich keinen signifikanten Stabilitätsvorteil.

Zusammenfassung:

Der Instrumentationstyp a (vollständig bikortikale Instrumentation) ist mit 747,11N die Verschraubung mit der höchsten Ausrissstabilität. Mit einem  $p=0,06$  befindet er sich jedoch über der vorgegebenen Signifikanzgrenze mit einem  $p<0,05$ . Die anderen Instrumentationstypen c,d, und e haben niedrigere Newtonwerte als Typ a und sind folglich gegenüber der vollständig monokortikalen Instrumentation Typ b ebenfalls nicht signifikant. Eine dahingehende statistische Berechnung ist demnach nicht sinnvoll.

#### **Tabelle 5:**

Statistik Humane Wirbelkörper – Vergleich der Instrumentationstypen a bis e auf statistische Signifikanz

Legende zu Tabelle 5:

**Asymptotisch<sup>1</sup>:** Der Begriff ‚Asymptotisch‘ (von altgriechisch: Nichtzusammenfallende) bezeichnet in der Mathematik, vereinfachend ausgedrückt, eine Kurve bestimmter Bauart, die sich einer vorgegebenen Kurve "im Unendlichen

---

<sup>1</sup> <http://de.wikipedia.org/wiki/asymtote> (Stand:15.01.06)

beliebig annähert". Man unterscheidet im Wesentlichen zwei Bedeutungen: Die Asymptoten einer Kurve und die Asymptoten einer Funktion (wie hier).

- Chi-Quadrat:** Die Quadratsumme von  $n > 1$  unabhängigen Standardnormalverteilungen hat eine Chi-Quadratverteilung mit dem Erwartungswert  $n$  und der Varianz  $2n$ .
- p-Wert:** Der p-Wert (Überschreitungswahrscheinlichkeit) gibt beim statistischen Test die Wahrscheinlichkeit an, mit der sich unter der Nullhypothese die gefundenen oder noch extremere Ereignisse einstellen. Ist der p-Wert kleiner als das festgelegte Signifikanzniveau, kann die Nullhypothese verworfen werden. Andernfalls besteht auf dem vorgegebenen Signifikanzniveau kein Widerspruch zur Nullhypothese [Heinecke et Köpcke 2003, s. 6.4.2].
- Rang:** kleinste Differenz zwischen den verglichenen Rängen erhält die Rangzahl 1, die größte Differenz die Rangzahl  $N$ .
- Signifikanz :** Synonym für obere Grenze der Irrtumswahrscheinlichkeit eines statistischen Tests.
- Signifikanzniveau<sup>1</sup>:** Die Überprüfung der statistischen Signifikanz geschieht mit Hilfe einer Nullhypothese, die verworfen wird, wenn das zufällige Zustandekommen des Unterschiedes sehr unwahrscheinlich ist. Das Quantil der zu überprüfenden Unwahrscheinlichkeit wird vorher festgelegt und mit  $\alpha$  bezeichnet, in dieser Dissertation  $\alpha = 0,05$  für 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit. Je geringer diese, desto höher die Informationsqualität.  
Die statistische Signifikanz beschreibt also den Informationsgehalt eines Ereignisses bzw. einer Messung.
- Z-Wert:** Rangvergleich zwischen den einzelnen zu vergleichenden Instrumentationen. Er basiert auf positiven Rängen.

---

<sup>1</sup> <http://de.wikipedia.org/wiki/signifikanzniveau> (Stand: 02.02.06)

## 5.1 Kruskal-Wallistest für die Instrumentationstypen a bis d

Instrumentationstyp	Anz. N	Mittlerer Rang
a	20,00	34,45
b	19,00	23,42
c	10,00	29,70
d	10,00	33,90
Gesamt	59,00	

Statistik für Kruskal-Wallistest	
Chi-Quadrat	4,65
df	3,00
Asymptotische Signifikanz	0,19

## 5.2 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs b

Instrumentationstyp	Anz. N	Mittlerer Rang	Rangsumme
a	20,00	23,35	467,00
b	19,00	16,47	313,00
Gesamt	39,00		

## Statistik für Mann-Whitney-Test

Testverfahren	Typ a vs b
Mann-Whitney-U	
Wilcoxon-W	313,00
Z	-1,88
Asympt. Signifikanz (2-seitig)	0,06
Exakte Signifikanz [2x(1-seitige Sig.)]	0,06

## 3.2 Sawbone-Zylinder

## 3.2.1 Ergebnisse und deskriptiver Vergleich

Im Vergleich zu den humanen Wirbelkörpern sind bei den Sawbone-Zylindern eindeutiger Ergebnisse zu erwarten, da Einflussfaktoren wie die Knochendichte, differierende Größe und Oberflächenbeschaffenheit hier keine Rolle spielen.

Die Tabelle 6 gibt die in den Ausrissversuchen ermittelten Newtonwerte wider. Dabei wurden jeweils 17 Versuche mit der Instrumentation a und b, 8 Versuche mit Instrumentation c, 7 mit d und 12 mit der Einzel-TLS mit Krampe (Versuch e) durchgeführt.

Die vollständig bikortikale Verschraubung a behauptete sich mit durchschnittlich 430,76N als stabilster Instrumentationstyp. Danach folgten Typ c mit 380,89N, Typ d mit 271,22N, Typ e mit 244,30N und zuletzt der vollständig monokortikale Instrumentationstyp b mit 221,36N. Maximal wurde ein Newtonwert von 560,25 bei Instrumentationstyp a erreicht, der kleinste Wert fiel ebenfalls erwartungsgemäß auf Instrumentationstyp b mit 85,66N.

**Tabelle 6:**

Ausrisskräfte in N der einzelnen Instrumentationen a bis e

Lfd. Nr.	a	b	c	d	e
1	476,37	181,46	382,02	351,54	177,15
2	352,06	177,20	419,79	170,01	127,02
3	415,75	258,58	368,45	211,96	319,90
4	458,98	212,28	542,65	347,10	241,31
5	354,08	242,06	363,11	222,86	215,16
6	312,71	113,56	351,12	233,39	132,15
7	498,77	192,81	388,39	361,68	201,40
8	319,57	230,07	231,60		265,04
9	492,54	121,12			286,88
10	560,25	85,66			322,1
11	450,00	303,66			345,44
12	515,50	347,76			298,04
13	515,81	252,72			
14	545,94	283,66			
15	415,58	234,63			
16	343,42	259,39			
17	295,56	266,50			
<b>Mw</b>	<b>430,76</b>	<b>221,36</b>	<b>380,89</b>	<b>271,22</b>	<b>244,30</b>
<b>Max</b>	<b>560,25</b>	<b>347,76</b>	<b>542,65</b>	<b>361,68</b>	<b>345,44</b>
<b>Min</b>	<b>295,56</b>	<b>85,66</b>	<b>231,60</b>	<b>170,01</b>	<b>127,02</b>
<b>Stab</b>	<b>127,85</b>	<b>60,36</b>	<b>106,36</b>	<b>7,17</b>	<b>74,26</b>
<b>Anz</b>	<b>17</b>	<b>17</b>	<b>8</b>	<b>7</b>	<b>12</b>

### 3.2.2 Statistik

Wie in Kapitel 3.1.2 wurden auch hier der Kruskal-Wallis-Test und der Mann-Whitney-Wilcoxon-Test (U-Test) zur Berechnung der Signifikanz eingesetzt.

Die Prüfgröße des Tests wurde aus den Rangzahlen der Differenzen der Stichprobenwerte berechnet. Getestet wurde die Ausrissstabilität sämtlicher Instrumentationstypen a bis e zueinander.

In Tabelle 7.1 (Kruskal-Wallis-Test) wurde ein Mehrstichprobentest zwischen den Instrumentationstypen a,b und e angestrebt. Die Verschraubungstypen c und d wurden wegen einer zu geringen Anzahl N der durchgeführten Versuche nicht in den Kruskal-Wallis-Test mit einbezogen. Dabei wurden insgesamt 41 instrumentierte Kunststoffzylinder statistisch analysiert, davon 17 vom Typ a (vollständig bikortikal). Mit einer asymptotischen Signifikanz von  $<0,05$  bestand ein signifikanter Unterschied zugunsten Typ a vs b (vollständig monokortikale Instrumentation) und e (bikortikale Einzelschraube mit Krampe).

Im sich anschließenden Mann-Whitney-Wilcoxon-Test (s. Tabelle 7.2) wurden spezifisch nur die Instrumentationstypen a versus b jeweils mit einer Anzahl N=17 an instrumentierten Kunststoffzylindern auf signifikante Unterschiede überprüft. Auch hier behauptete sich Typ a eindeutig gegenüber b ( $p < 0,05$ ).

Beim Vergleich von Typ a versus Typ c (Senkschraube bikortikal und TLS monokortikal) bestand mit einer asymptotischen Signifikanz von 0,32 und einer exakten Signifikanz von 0,34 kein signifikanter Unterschied zugunsten Typ a. Bei Instrumentationstyp c war die getestete Anzahl N an instrumentierten Kunststoffzylindern zu gering, um diese Aussage als valide zu werten.

Analog dazu ist auch der Versuch in Tabelle 7.4 (Vergleich Typ a versus Typ d) zu betrachten. Hier bestand jedoch ein signifikanter Vorteil zugunsten Typ a mit  $p < 0,05$ .

In Tabelle 7.5 wurden a versus e miteinander verglichen. Auch hier behauptete sich Instrumentationstyp a signifikant gegenüber der Einzelschraube mit Krampe (Typ e).

Abschließend wurde in Tabelle 7.6 ein Vergleich zwischen der vollständig monokortikalen Instrumentation Typ b und Typ e angestrebt. Es bestand mit  $p = 0,12$  keine Signifikanz.

Aufgrund der niedrigen Fallzahl wurde ein Vergleich zwischen Typ c und d nicht durchgeführt. Mit 380,89N bei Typ c und 271,22N bei Typ d ist nicht von einem signifikanten Unterschied auszugehen.

Zusammenfassung:

Es bestehen signifikante Unterschiede zugunsten Instrumentationstyp a (vollständig bikortikal) im Vergleich zu den Instrumentationstypen b (vollständig monokortikal), d (Senkschraube monokortikal und TLS bikortikal) und e (Einzelschraube mit Krampe). Zwischen Typ a und Typ c (nur Senkschraube bikortikal, TLS monokortikal) besteht keine statistische Signifikanz.

#### **Tabelle 7:**

Statistik Sawbone-Zylinder – Vergleich der Instrumentationstypen a bis e auf statistische Signifikanz

##### 7.1 Kruskal-Wallis-Test für die Instrumentationstypen a,b,e

Instrumentationstyp	Anz. N	Mittlerer Rang
a	17,00	32,24
b	17,00	11,35
e	7,00	17,14
Gesamt	41,00	

Statistik für Kruskal-Wallistest	
Chi-Quadrat	26,71
df	2,00
Asymptotische Signifikanz	<0,05

## 7.2 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs b

Instrumentationstyp	Anz. N	Mittlerer Rang	Rangsumme
a	17,00	25,71	437,00
b	17,00	9,29	158,00
Gesamt	34,00		

## Statistik für Mann-Whitney-Test

Testverfahren	Typ a vs b
Mann-Whitney-U	5,00
Wilcoxon-W	158,00
Z	-4,81
Asympt. Signifikanz (2-seitig)	<0,05
Exakte Signifikanz [2x(1-seitige Sig.)]	<0,05a

a: Nicht für Bindungen korrigiert

## 7.3 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs c

Instrumentationstyp	Anz. N	Mittlerer Rang	Rangsumme
a	17,00	14,00	238,00
c	8,00	10,88	10,87
Gesamt	25,00		

## Statistik für Mann-Whitney-Test

Testverfahren	Typ a vs c
Mann-Whitney-U	51,00
Wilcoxon-W	87,00
Z	0,99
Asympt. Signifikanz (2-seitig)	0,32
Exakte Signifikanz [2x(1-seitige Sig.)]	0,34a

a: Nicht für Bindungen korrigiert

## 7.4 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs d

Instrumentationstyp	Anz. N	Mittlerer Rang	Rangsumme
a	17,00	15,18	58,00
d	7,00	6,00	42,00
Gesamt	24,00		

## Statistik für Mann-Whitney-Test

Testverfahren	Typ a vs d
Mann-Whitney-U	14,00
Wilcoxon-W	42,00
Z	-2,89
Asympt. Signifikanz (2-seitig)	<0,05
Exakte Signifikanz [2x(1-seitige Sig.)]	<0,05a

a: Nicht für Bindungen korrigiert

## 7.5 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs e

Instrumentationstyp	Anz. N	Mittlerer Rang	Rangsumme
a	17,00	15,53	264,00
e	7,00	5,14	36,00
Gesamt	24,00		

## Statistik für Mann-Whitney-Test

Testverfahren	Typ a vs e
Mann-Whitney-U	8,00
Wilcoxon-W	36,00
Z	-3,27
Asympt. Signifikanz (2-seitig)	<0,05
Exakte Signifikanz [2x(1-seitige Sig.)]	<0,05a

a: Nicht für Bindungen korrigiert

## 7.6 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen b vs e

Instrumentationstyp	Anz. N	Mittlerer Rang	Rangsumme
b	17,00	11,06	188,00
e	7,00	16,00	112,00
Gesamt	24,00		

## Statistik für Mann-Whitney-Test

Testverfahren	Typ b vs e
Mann-Whitney-U	35,00
Wilcoxon-W	188,00
Z	-1,56
Asympt. Signifikanz (2-seitig)	0,12
Exakte Signifikanz [2x(1-seitige Sig.)]	0,13a

a: Nicht für Bindungen korrigiert

## 4 Diskussion

### 4.1 Humane Wirbelkörper und Schweine-Wirbelkörper

#### 4.1.1 Interpretation der Ausrissversuche und Instrumentationstypen

Dieses Kapitel bezieht sich auf die in 3.1 beschriebenen und statistisch ausgewerteten Ergebnisse der einzelnen Ausrissversuche mit humanen Wirbelkörpern und Schweinewirbelkörpern. Wie in Kap. 3.1.1.2 beschrieben, behauptete der Instrumentationstyp a mit im Durchschnitt 747,11N mit einem Vorsprung von 223,60N gegenüber Typ b mit 523,51N, der allerdings mit einem  $p=0,06$  knapp über der Signifikanzgrenze mit  $p<0,05$  liegt. Bei der Schweinewirbelsäule (s. Kap. 3.1.1.3) setzte sich ebenfalls die vollständig bikortikale Instrumentation a mit im Durchschnitt ermittelten 1916,27N versus der vollständig monokortikalen Instrumentation b mit 1598,65N durch. Da in allen Versuchsanordnungen sowohl mit humanen als auch mit Schweinewirbelkörpern der Instrumentationstyp a die höchste Ausrissstabilität hat, ist dieser anhand der erhobenen Ergebnislage als der bevorzugte Instrumentationstyp anzusehen, auch wenn er knapp oberhalb der Signifikanzgrenze liegt und damit formal-statistisch gesehen nicht signifikant ist.

In der Literatur konnten Breeze und Ryken [Breeze et al. 1998; Ryken et al. 1995] zeigen, dass die axiale Zugfestigkeit von ventralen Wirbelschrauben, die durch beide Kortikalices (bikortikal) instrumentiert wurden, wesentlich höher ist als solche, die nur eine Kortikalis penetrierten (monokortikal).

Aufgegriffen sei zu diesem Aspekt die bereits in der Einleitung (s. Kap. 1.5) kurz erwähnte Publikation von Scott Breeze et al. [Breeze et al. 1998], in dem sie – ähnlich wie in der vorliegenden Versuchsreihe – Ausrisskräfte zwischen bi- und monokortikalen Instrumentationen verglichen. Zudem setzten Breeze et al. diese in Abhängigkeit zur Knochenmineraldichte und berücksichtigten im Vergleich zu den meisten anderen Studien diese beiden wichtigen Faktoren gleichermaßen. Sie testeten insgesamt 51 Wirbelkörper mit 6,55mm-Einzelschrauben. Dabei stellten sie fest, dass die Ausrisskraft exponentiell mit Zunahme der Knochenmineraldichte anstieg. Die bikortikale Instrumentation zeigte gegenüber der monokortikalen einen insgesamt gesehen signifikanten, aber verglichen mit dem Einflussfaktor Knochendichte nur mäßigen Anstieg der Ausrissstabilität.

Vergleichbar mit Breezes et al. Versuchen beschäftigt sich diese Dissertation ebenfalls mit beiden Einflussfaktoren, allerdings stand bei der Fragestellung der vorliegenden Arbeit das Prinzip der bikortikalen Instrumentation mehr im Vordergrund als der Einflussfaktor Knochendichte. Weiterhin wurde hier ein Doppelschraubenplattensystem getestet, während die

Versuchsreihen an Wirbelkörpern von Breeze et al. jeweils mit Einzelschrauben durchgeführt wurden. Dieser klar von Breeze et al. zu differenzierenden technischen Vorgehensweise Rechnung tragend kam diese Studie zu dem Ergebnis, dass die bikortikale Instrumentation der wichtigere Parameter unter Berücksichtigung der Ergebnislage (s. Tabelle 1) ist. Die Knochendichte stellt allerdings einen fast gleichwertigen Einflussfaktor dar. Zudem ist zu erwähnen, dass das in dieser Arbeit untersuchte Doppelstabschraubensystem Einsatz bei der Idiopathischen Thorakalskoliose vornehmlich junger Patientinnen findet. Osteoporotische Veränderungen spielen deshalb in der Anwendung dieses Systems keine entscheidende Rolle. Bezüglich der osteoporotischen Wirbelsäulen (Wirbelsäulen 1-4) war ein Unterschied zwischen den Instrumentationen a mit 385,57N im Durchschnitt und b mit 300,24N zu verzeichnen. Dieser war mit 85,23N zwar scheinbar gering, aber dennoch zu beachten. Die Instrumentationen c (357,14N) und d (367,68N) zeigten zu vernachlässigende Differenzen.

Ein elegantes Verfahren, Kraftdifferenzen zwischen mono- und bikortikal instrumentierten Wirbelkörpern zu berechnen bietet eine von Pitzen et al. durchgeführte Versuchsreihe [Pitzen T. et al. 2002], bei der die zweite Kortikalis mit Hilfe eines 6mm-Bohrers vor der Instrumentation mit Schrauben bei Halswirbelkörpern entfernt wurde. Für diesen Versuch wurden 24 Wirbelkörper aus 6 humanen Wirbelsäulen von Segment C4 bis C7 verwendet. Für die zu instrumentierenden Schrauben wurden 2 parallel zueinander verlaufende Löcher mit einem 2mm-Bohrer vorgebohrt. Bei einem Bohrloch wurde die zweite Kortikalis belassen, beim zweiten ca. 1cm entfernt parallel dazu verlaufenden Bohrloch wurde die Kortikalis zusätzlich mittels eines 6mm-Bohrers entfernt. Durch dieses Verfahren konnten zur Testung mono- versus bikortikaler Instrumentationen jeweils gleich lange Schrauben (25 bis 28mm) verwendet werden. Vergleichbar mit den in der hier vorliegenden Studie verwendeten Schrauben handelte es sich bei Pitzen et al. um Ø4mm-Titanschrauben, die konisch auf Ø2,7mm an der Spitze zuliefen. Bei der Versuchsdurchführung wurden pro Wirbelkörper axiale Ausrisskräfte bestimmt. Dabei wurden bei der einen Hälfte der Wirbelkörper zunächst die monokortikalen und dann die bikortikalen Schrauben herausgezogen, bei der zweiten Hälfte erst die bi- dann die monokortikalen Schrauben. Das Ergebnis an sich war allerdings ernüchternd: es bestanden keine signifikanten Unterschiede ( $p=0,885$ ) zwischen mono- (544,18N) und bikortikaler (551,10N) axialer Ausrisskraft bei gleicher Knochendichte. Nur die BMD zeigte sich als signifikanter Einflussfaktor bezüglich axialer Ausrissstabilität.

In der hier vorliegenden Dissertation wurden im Vergleich dazu bei humanen Wirbelkörpern mit physiologischer Knochendichte 747,11N bikortikal versus 523,51N monokortikal (s. Tabelle 1) mit  $p=0,06$  (s. Tabelle 5.1f) ermittelt.

Die Ursache der geringen Kraftdifferenzen zwischen mono- versus bikortikaler Instrumentation wird gemäß Pitzen et al. damit begründet, dass zum einen eine zu geringe Anzahl an Wirbelkörpern instrumentiert wurde, zum anderen damit, dass jeweils ein mono- und bikortikaler Ausrissversuch am gleichen Wirbelkörper getestet wurde.

Während sich Pitzen et al. Versuche unter Verwendung zervikaler Wirbelkörper (C4 bis C7) auf die Halswirbelsäule bezogen, handelte es sich bei den in dieser Dissertation beschriebenen Versuchen um Wirbelkörper der Thorax- und Lendenwirbelsäule. Die Biomechanik der Halswirbelsäule zeigt erhebliche Unterschiede verglichen mit der Biomechanik der Thorax- und Lendenwirbelsäule. Entsprechend differieren auch die Anforderungen an die verwendeten Implantate der jeweiligen Lokalisation. Bei Implantaten im Thorax- und Lendenwirbelbereich ist eine axiale Haltestabilität ein außerordentlich wichtiger Aspekt, während diese Anforderung im HWS-Bereich nicht so entscheidend ist.

Weiterhin wurde in dieser Dissertation jeweils ein eigener Wirbelkörper entweder nur für mono- oder für bikortikale Instrumentationen verwendet, während bei Pitzen et al. ein Wirbelkörper gleichsam sowohl mono- als auch bikortikal instrumentiert wurde.

Die bei Pitzens et al. Versuchen angewandte Technik ist trotz der im Vergleich zu dieser Dissertation bestehenden Unterschiede sehr interessant: Hierbei fällt der Einsatz unterschiedlicher Schraubenlängen – wie im Rahmen der hier vorliegenden Dissertation angewandt – weg, was zum einen den Materialaufwand verringert, zum anderen aber auch dem vermeintlichen Einflussfaktor der Schraubenlängendifferenz vorbeugt (s. dazu Diskussionsteil Kap. 4.1.4).

Konklusionen:

Die vollständig bikortikale Instrumentation ist durch den Gewinn der zusätzlichen Haltestabilität durch die Penetration der zweiten Kortikalis der vollständig oder auch teilweise monokortikalen Instrumentation in Bezug auf Ausrissstabilität zu bevorzugen.

Bezugnehmend auf den Risikofaktor der Annäherung der Schraubenspitze an die Aorta lässt sich wie folgt argumentieren: Während der Instrumentation unter Versuchsbedingungen war es mühelos möglich, die Schraube so zu instrumentieren, dass man unter Palpationskontrolle auf der Gegenkortikalis die Schraube nur so weit hereindrehte, dass die Spitze einerseits in der Gegenkortikalis greift, andererseits aber die Gegenkortikalis nicht zu weit perforiert.

Auch in vivo ist in der offenen Technik eine sichere bikortikale Verschraubung möglich, da der Wirbelsäulenchirurg mit seinem Finger auf der Gegenseite die Schraubenspitze palpieren kann [Bullmann et al. 2005].

#### 4.1.2 Interpretation des Einflussfaktors Knochendichte und -qualität

Im Rahmen der Versuche stellte sich eine lineare Beziehung zwischen der gemessenen Knochendichte der jeweiligen Wirbelkörper und den dazugehörigen Ausrisskräften unabhängig vom jeweiligen Instrumentationstyp ein. Je höher die Knochendichte, desto höher waren in den meisten Fällen auch die erzielten Newtonwerte (s. Kap. 3.1.2, s. Tabelle 2).

Es musste bei der Auswertung immer berücksichtigt werden, dass monokortikale Verschraubungen durchaus höhere Werte erzielen konnten als bikortikale, wenn die Knochendichte bei monokortikal instrumentierten Wirbelkörpern wesentlich höher war als die von bikortikal instrumentierten. So erreichte z.B. bei monokortikalen Verschraubungen mit 1343N der Wirbelkörper T3 aus der Wirbelsäule 7 (s. Tabelle 1) den höchsten Newtonwert, bezogen allerdings auf eine BMD von 184,40mg Ca-Hydroxylapatit/ml war dieser erzielte Wert kaum noch verwunderlich.

Bei einem bezüglich Knochendichte ähnlichen Wirbelkörper, T3 bei der Wirbelsäule 4 (s. Tabelle 1), wurde trotz bikortikaler Verschraubung nur ein maximaler Wert von 428,75N erzielt, bezogen auf eine Knochendichte von lediglich 85,60mg Ca-HA/ml ergab dies jedoch einen sehr guten Wert. Diese lineare Beziehung zwischen Knochendichte und Ausrissstabilität ist in Abbildungen 13 und 14 graphisch dargestellt.

Unter Einbeziehung dieser Variable konnte man bei den humanen Wirbelsäulen somit einen erheblichen Stabilitätsunterschied zugunsten der vollständig bikortikalen Verschraubung Typ „a“ verzeichnen.

Im Vergleich findet man in der Literatur mehrere biomechanische Studien [Kääb et al. 1998, Lim et al. 1995, Shimanoto et al. 2001, Pitzen et al. 2002], bei denen sich die Autoren ebenso mit dem Einflussfaktor Knochendichte und -qualität beschäftigt haben, da dieser sich oft als wichtigster Parameter bei diversen Instrumentationen erwiesen hat.

Ein interessantes Beispiel bezüglich Knochenqualität liefert hierbei eine von Max J. Kääb [Kääb et al. 1998] erhobene biomechanische Untersuchung, bei der getestet wurde, inwiefern die Knochenqualität post mortem durch autolytische Prozesse gemindert wurde. Im Rahmen dieser Untersuchung wurden insgesamt 48 Versuche an humanen Wirbelkörpern in Zeitabständen von 0, 24, 60 und 84 Stunden nach dem Auftauen von einer Tiefkühlagerung bei -23°C durchgeführt. Die innerhalb dieser drei Tage durchgeführten Ausrissversuche kamen jedoch zu dem Ergebnis, dass in dieser Zeitspanne kein statistisch signifikanter Qualitätsverlust durch Verfallsprozesse auszumachen war.

Interessant für die eigenen Versuchsreihen mit humanen Wirbelkörpern war dieser Aspekt insofern, als auch die im Rahmen der hier vorliegenden Dissertation verwendeten Wirbel bei vergleichbaren Temperaturen (-30°C) zuvor tiefgekühlt und daraufhin in einem ähnlich langen Zeitintervall von 12 bis 24 Stunden instrumentiert wurden (siehe Kapitel 2.2). Diese lagen demgemäß auch im sicheren Zeitfenster, so dass die Versuchsergebnisse unter Berufung auf Kääb et al. auch hier nicht durch Autolyseprozesse an den Wirbelkörpern beeinflusst wurden.

Quantitativ fassbarer als die vorgenannte Untersuchung sind solche, die sich vornehmlich auf den radiologischen Befund der Knochenmineraldichte beziehen und mit präzisen Zahlenwerten arbeiten.

Zu diesem Thema sei im Folgenden eine von Tae-Hong Lim [Lim et al. 1995] durchgeführte Studie, bei der die Relation zwischen Schraubenlockerung aus dem Knochen und Knochendichte untersucht wurde, erwähnt. Dazu wurde computertomographisch die Knochenmineraldichte (Bone Mineral Density, BMD) in  $\text{g}/\text{cm}^3$  – ähnlich wie in den Versuchen dieser Dissertation (s. Tabelle 2) – ermittelt und relativ auf die axiale Ausrissstabilität der in den Wirbelkörpern instrumentierten Schrauben bezogen. Hierbei wurde nicht das vollständige Herausziehen der Schraube aus dem Wirbelkörper, sondern lediglich das Lösen dieser als Bezugspunkt genommen, da dies in der Praxis häufiger sei. Diese Versuchsanordnung bezog sich ebenfalls auf eine ventrale Instrumentation. Lim et al. kamen zu dem Ergebnis, dass bei einer Knochenmineraldichte von unter  $0,45\text{g}/\text{cm}^3$  signifikant höhere Schraubenlockerungen vorkamen als bei Wirbelkörpern mit einer BMD über diesem Wert.

Die im Rahmen dieser Dissertation ermittelten BMD-Werte sind in Tabelle 2 in  $\text{mg}/\text{cm}^3$  angegeben. Umgerechnet läge der entsprechende Grenzwert bezogen auf diese Dissertation bei  $450\text{mg}/\text{cm}^3$ . Da allerdings keiner der hierbei getesteten Wirbelkörper mit einer durchschnittlichen BMD zwischen  $160$  und  $180\text{mg}/\text{cm}^3$  auch nur annähernd diesen Wert erreichten, aber trotzdem vergleichbar hohe Newtonausrisswerte erzielten, kann man dem von Lim et al. vorgegebenen Richtwert bezogen auf die in Tabelle 2 dargelegten Ergebnisse nicht zustimmen. So liegt die getestete Wirbelsäule 7 (s. Tabelle 2) mit einer BMD von  $184,40\text{mg}/\text{cm}^3$  ( $=0,18440\text{g}/\text{cm}^3$ ) eindeutig unter dem von Lim et al. vorgegebenen Schwellenwert. Eine im Durchschnitt erreichte Ausrisskraft von  $1122,92\text{N}$  derselben Wirbelsäule (s. Tabelle 1) widerlegt allerdings eindeutig das von Lim et al. als signifikant eingestufte Ergebnis bezogen auf die Versuchsergebnisse dieser Dissertation.

#### Konklusionen:

Die Knochendichte und Ausrissstabilität verhalten sich nahezu linear zueinander. Je höher die Knochendichte desto höher die Ausrissstabilität (s. Abb. 14f).

Bei Vergleichen zwischen mono- versus bikortikalen Instrumentationen in Bezug auf Ausrissstabilität sollte man immer auf einen möglichst gleichen BMD-Wert der jeweils zu testenden instrumentierten Wirbelkörper achten, damit es nicht zu Ergebnisveränderungen aufgrund des Einflussfaktors Knochendichte kommt. Aus diesem Grund wurden u.a. in dieser Dissertation die Versuche mit den Sawbone-Zylindern durchgeführt (s. Kap. 3.2 u. Kap. 4.2).

#### Alternativen bei der Instrumentation osteoporotischer Wirbelkörper:

Bei einer von J. Ferguson et al. [Ferguson et al. 2002] durchgeführten Versuchsanordnung wurden osteoporotische humane Wirbelkörper mit einem t-score von  $>2,5$  Standardabweichungen mit dem sog. Spiral Blade-System instrumentiert. Dieses wurde speziell für den Einsatz bei osteoporotischen Wirbelkörpern entwickelt. Es handelte sich dabei um eine

Schraube mit einem im Gegensatz zu dem in dieser Dissertation eingesetzten Schrauben sehr lang gestreckten Doppelgewinde, welches auf die Länge von 35mm gerade eine halbe Gewindeumdrehung ( $180^\circ$ ) erreichte. Sie wurde im Vergleich zu der in 4.1.5 beschriebenen MACS-HMA und dem sog. Ventrofix getestet, welche ebenfalls u.a. Einsatz bei osteoporotischen Wirbelsäulen finden. Beim Ventrofix handelte es sich um ein ähnlich wie dem in dieser Dissertation zur Geltung gebrachten System ebenfalls um einen Doppelschraubenplattenverbund, dessen Schrauben einen Durchmesser von 6mm und eine Länge von 35mm hatten. Bei der MACS-HMA [Schramm et al. 2002] handelte es sich um eine Titanhohlschraube (s. 4.1.5).

Neben einer Untersuchung mit dynamischen Zyklen (dynamic loading) bei 100N, 200N und 400N, die im Vergleich zu dieser Dissertation von geringerem Interesse waren, wurden auch axiale Ausrisskräfte bestimmt. Dabei behauptete sich das Ventrofix-System mit durchschnittlich erzielten 1166N, die Spiral Blade mit Führungsschraube erreichte im Mittel 417N, die HMA lediglich 298N.

Im Vergleich dazu wurden im Rahmen des hier untersuchten Doppelschraubensystems bei osteoporotischen humanen Wirbelkörpern 385,57N bei vollständig bikortikaler Instrumentation erreicht. Damit lag das Doppelschraubensystem mit TLS und Senkschraube deutlich über der HMA-Schraube bezüglich axialer Ausrissstabilität, aber ebenso deutlich unter dem Ventrofix-System. Vergleichbar ist es bezüglich der Newtonwerte am ehesten mit der Spiral Blade.

Konklusionen:

Bezüglich der Alternativen zum hier eingesetzten Doppelschraubensystem mit TLS und Senkschraube bietet weder die von Ferguson et al. getestete Spiral Blade noch die HMA von Schramm et al. bezüglich axialer Ausrissstabilität eine signifikante Alternative. Erstaunlich war jedoch die axiale Ausrissstabilität beim Ventrofix-System, welches vom Material am ehesten mit dem hier eingesetzten System zu vergleichen ist. Unter der Annahme, dass die in den von Ferguson et al. beschriebenen Versuchen und den in dieser Dissertation getesteten osteoporotischen Wirbelkörper eine in etwa gleich niedrige Knochendichte hatten, lässt sich dieser gravierende Stabilitätsunterschied wie folgt erklären: Zum einen befanden sich die in dieser Dissertation verwendeten osteoporotischen Wirbelsäulen (Wirbelsäulen 1 bis 4, Tabelle 1) vor der Instrumentation schon längere Zeit im tiefgefrorenen Zustand, zum anderen hatten aber die Ventrofix-Schrauben einen um 1,5mm größeren Durchmesser als die TLS und Senkschraube. Weiterhin kommt das Doppelschraubensystem dieser Dissertation in vivo nicht bei osteoporotischen Wirbelsäulen, sondern, wie in Kap. 4.1.1 erwähnt, vornehmlich bei denen junger Patientinnen zum Einsatz. Es wurde deshalb im Gegensatz zu den o.g. Systemen nicht für den Einsatz bei Wirbelsäulen mit niedrigeren Knochendichtewerten konzipiert.

#### 4.1.3 Interpretation des Einflussfaktors Wirbelkörpergröße

Neben den QCT-Werten und Instrumentationstypen wurde weiterhin untersucht, ob die Wirbelkörpergröße ebenfalls signifikanten Einfluss auf die Ausrissstabilität nahm (s. Tabelle 3 und Abb. 16).

In den bisher zitierten Literaturquellen wurde die einzelne Wirbelkörpergröße nicht weiter in die Studien mitaufgenommen, zum einen, weil nur Kunstwirbelkörper einer Standardgröße verwendet wurden, zum anderen, weil nur an in etwa gleich großen Lenden- bzw. Thoraxwirbelkörpern experimentiert wurde.

In dieser Dissertation wurden Wirbelkörper von L5 bis T3 getestet, was natürlich einen z.T. erheblichen Größenunterschied bezogen auf einzelne Wirbelkörper bedeutete.

Unter der Annahme, dass mehr Wirbelkörpermaterial für die Verschraubung eine bessere Ausrissstabilität birgt, wäre eine zur Wirbelkörpergröße proportionale Ausrisskraft zu erwarten gewesen, was anhand dieser Ergebnislage nicht bestätigt werden konnte. Hieraus ist zu schlussfolgern, dass die Schraubenverankerung in beiden Kortikalices an sich für die Ausrissstabilität entscheidender ist als die eigentliche Wirbelkörpergröße.

Auffällig war dennoch, dass vor allem die Serie der T12-Wirbelkörper mit einem Durchschnittswert von 864,30N sehr hohe Stabilität aufwies, gefolgt von den vergleichsweise kleinen Wirbelkörpern T3, die zusammen immerhin 807,94N erreichten. Hierbei lag die Ursache zum einen darin begründet, dass T12 und T3 häufiger vollständig bikortikal instrumentiert wurden, zum anderen lagen diese Peaks auch in der Knochendichte begründet: Die instrumentierten Wirbelkörper T12 und T3 entstammten hauptsächlich Wirbelsäulen, die einen relativ hohen QCT-Wert erzielten. Bei den anderen Wirbelkörpern von L5-L1 und von T11-T4 bestand eine annähernd gleiche Verteilung sowohl bezüglich der Instrumentationstypen als auch der Knochendichte, so dass diese die die Ergebnisse nicht beeinflussten.

Schwachpunkte:

Wesentlicher Schwachpunkt dieser Untersuchungsvariablen waren die unterschiedlichen Instrumentationstypen a bis d. Dies erklärt, warum z.T. kleinere Wirbelkörper wie T3, bei denen der größte Teil der Schrauben bikortikal instrumentiert wurde, durchaus hohe Newtonwerte erzielen konnten, während größere Wirbelkörper mit vornehmlich monokortikaler Instrumentation wie Th 10 vergleichsweise niedrige Werte erzielte.

Konklusionen:

Unter der Annahme eines signifikanten Einflusses der Wirbelkörpergröße zugunsten der Ausrissstabilität wäre eine von L5 bis T3 weitestgehend linear abfallende Ausrisskraft bei den Versuchsergebnissen zu erwarten gewesen. Dies konnte allerdings aufgrund der in Abbildung

16 dargestellten Verteilung der Ausrisskräfte und aufgrund der dies begründenden vorangehend erwähnten Fehlerquelle nicht belegt werden.

Es besteht kein signifikanter Einfluss der Wirbelkörpergröße auf die Ausrissstabilität. Eine formal-statistische Berechnung wurde aufgrund der o.g. Schwachpunkte nicht durchgeführt.

#### 4.1.4 Interpretation des Einflussfaktors Schraubenlänge

Bisherige Studien bezogen sich hauptsächlich auf die Insertionstiefe der Schrauben [Hackenberg et al. 1998], nicht jedoch auf die Schraubenlänge als solches. Große Insertionstiefen wurden jedoch als signifikant positiver Stabilitätsfaktor bezeichnet. Naheliegender war deshalb die Frage, ob längere Schrauben stets bessere Ergebnisse zeigten als kurze, oder ob lediglich die Insertionstiefe bezogen auf die Wirbelkörpergröße entscheidend war. Diese Untersuchung nimmt zudem Bezug auf die in 4.1.1 beschriebenen Versuche von Pitzen et al. mit dem Einsatz gleich langer Schrauben zur Testung mono- versus bikortikaler Instrumentationen.

In Tabelle 4 und Abbildung 17 wurde ein Vergleich zwischen Länge und Ausrissstabilität der TLS und Senkschrauben gezogen. Auf den ersten Blick fiel bei Betrachtung derer auf, dass sich die TLS im Vergleich zur Senkschraube in Bezug auf die Haltestabilität bei gleicher Länge kaum unterschieden. Dies liegt darin begründet, dass beide Schrauben jeweils im Plattenverbund aus dem Wirbelkörper herausgezogen wurden. Geringfügige Differenzen bestanden deshalb, weil die von der Materialprüfmaschine ausgeübte Zugkraft nicht absolut exakt auf beide Schrauben gleich übertragen wurde. Diese durch geringe Instrumentationsunterschiede entstandenen Differenzen sind allerdings statistisch zu vernachlässigen.

Bezüglich der Schraubenlänge ist an sich keine absolute Kontinuität zwischen den einzelnen 5mm-Schritten gegeben, aber dennoch ist eindeutig zu erkennen, dass die kurzen Schrauben mit 20-25mm Länge dabei im Vergleich zu den längeren 30-45mm-Schrauben in Hinsicht auf die Ausrisskräfte deutlich schlechter abschnitten. Dies ist in erster Linie darauf zurückzuführen, dass die längeren Schrauben auch eher für die bikortikalen Verschraubungen gewählt wurden.

Die Standardabweichung der Ausrisskräfte bei den längeren Schrauben ab 30mm variierte bei den TLS um 54N, bei den Senkschrauben nur um zu vernachlässigende 4N.

Je länger die Schraube, desto größer war in dieser Versuchsreihe die durchschnittlich ermittelte Haltestabilität. Der Vorteil der langen Schrauben gegenüber kurzen wurde sowohl bei großen Wirbelkörpern (T12), aber auch bei kleineren Wirbelkörpern (T1-3) erreicht.

Schwachpunkte:

Die bei den Instrumentationen verwendeten längeren Schrauben waren zumeist vollständig bikortikal instrumentiert. Kürzere Schrauben mit 20-25mm waren zumeist monokortikal

instrumentiert. Die Schnittstelle zwischen mono- und bikortikalen Schrauben lag bei der verwendeten 30mm-Schraube. Entsprechend lagen diese Werte auch im Mittelfeld, da einige 30mm-Schrauben für mono- andere aber für bikortikale Instrumentationen benutzt wurden. Ab 35mm wurden prinzipiell nur noch bikortikale Instrumentationen eingesetzt.

Konklusionen:

Lange Schrauben erhöhen die Stabilität eher als kurze Schrauben, hauptsächlich allerdings wegen der Einbeziehung der zweiten Kortikalis, nicht zwangsläufig durch die zurückgelegte Wegstecke in der Spongiosa (siehe dazu Kap. 4.1.5). Die von Pitzen et al. (s. Kap. 4.1.1) vermutete Bias („Verzerrung“) der Versuchsergebnisse durch den Einsatz unterschiedlich langer Schrauben konnte hierbei nicht bestätigt werden.

#### 4.1.5 Alternativen zu bikortikalen Instrumentationen

Wie bereits in der Einleitung (s. Kap. 1.4) beschrieben, besteht bei bikortikalen Instrumentationen die Gefahr der Affektion der Aorta durch überstehende Schraubenenden. In dieser Dissertation wurde in allen Versuchsreihen eine bessere Haltestabilität zugunsten der bikortikalen Verschraubung gegenüber der monokortikalen nachgewiesen, so dass sich die Frage stellt, ob es nicht noch andere Systeme gibt, die trotz monokortikaler Instrumentation eine der hier getesteten bikortikalen Instrumentationen ebenbürtige Ausrissstabilität aufweisen konnten.

Neben den bisher in die Diskussion eingebundenen Versuchen mit einfachen Schrauben, die sich nur geringfügig in ihrer Form unterschieden, beschreibt eine Studie von M. Schramm [Schramm et al. 2002] ein davon abweichendes System, die als sog. MACS-HMA-Hohltonne (molecular anterior construct system thoracic and lumbar with monoaxial hollow modular anchorage) bezeichnet wird. Es handelt sich hierbei um eine zylindrische Ø12mm-Titanschraube, die aufgrund ihres Hohlkörpers sich weniger in den Wirbelkörper unter Verdrängung von Wirbelkörpermaterial „reinpresst“, sondern den Wirbelkörper nur sehr geringfügig bei der Instrumentation schädigt. Wegen der innen hohlen zylindrischen Form der Schrauben befindet sich der spongiöse Knochen auch im Inneren der Schraube und gibt von dort aus zusätzlichen Halt. Die Besonderheiten des MACS-HMA-Implantats sind die Formgebung mit großem Außendurchmesser und rein monokortikaler Verankerung. Die Gegenkortikalis blieb also während der Instrumentation im Rahmen der durchgeführten Versuchsreihe intakt. Dies reduzierte das intraoperative Risiko von Läsionen durch die Schraubenspitzen und verringerte zudem die Operationszeit. Weitere Vorteile waren die effektive Stabilisierung und die im Vergleich zu bikortikalen Systemen einfachere Instrumentation. Zudem traten keinerlei Komplikationen mit dem Implantat auf. Bezüglich

Ausrissstabilität konnte kein signifikanter Unterschied im Vergleich bikortikalen Implantaten mit diversen Schraubensystemen verzeichnet werden.

Schwachpunkte:

Nachteile lagen in der möglichen Gefahr einer Nekrose der Spongiosa in der Hohltonne. In Laboruntersuchungen konnten diesbezüglich Perfusionsdefizite nachgewiesen werden.

Konklusionen:

Die MACS-HMA ist eine mögliche Alternative bezüglich dem in Kapitel 1.4 angesprochenen Problem der bikortikalen Verschraubung. Es wurde allerdings nicht spezifisch zur Behebung dieses Problems konzipiert, sondern, wie in Kap. 4.1.2 erwähnt, zum Einsatz bei osteoporotischen Wirbelkörpern. Weiterhin sind bei dem in dieser Dissertation verwendeten Doppelschraubenplattenverbund keinerlei Perfusionsdefizite im Bereich der Spongiosa beschrieben worden, was ein klarer Vorteil gegenüber der MACS-HMA ist. Darüber hinaus hat eine Ø12mm-Schraube einen derart großen Durchmesser verglichen mit dem Doppelstabschrauben (jeweils Ø4,5mm), dass eine Instrumentation von kleineren Thoraxwirbelkörpern zweifellos schwieriger durchzuführen ist als mit dem Doppelstabschraubensystem oder teilweise sogar unmöglich ist.

Da das MACS-HMA-System nicht für Wirbelkörper geringerer Größe speziell konzipiert ist, kann es nicht als Alternative zum Doppelstabschraubensystem angesehen werden.

## **4.2 Sawbone-Zylinder**

### 4.2.1 Diskussion der Versuche mit Sawbone-Zylindern

Die Verwendung von Hartschaumstoff hat man sich bereits in diversen vorangegangenen Studien zu Nutze gemacht. Dabei fiel die Entscheidung in diesem Fall zugunsten der Verwendung synthetischen Materials vornehmlich aufgrund der einfacheren instrumentellen Handhabung, zum anderen aber auch aufgrund der Vereinfachung statistischer Berechnungen (s. Kap. 3.2.2).

Als Beispiel sei hier eine Versuchsreihe von L. Hackenberg [Hackenberg et al. 1998] erwähnt, bei der im Paarvergleich Ausrissversuche mit isotropem, synthetischem Hartschaumstoff vom Typ Divinycell H 45 durchgeführt wurde. Er ähnelte der spongiösen Knochenstruktur und reduzierte die Streubreite der Versuchsergebnisse. Ähnlich wie in der vorliegenden Dissertation wurden axiale Ausrisskräfte mit speziellen Schraubenprototypen, die in diesen Schaumstoff instrumentiert wurden, ermittelt. Man kam dabei zu dem Ergebnis, dass große Außendurchmesser, große Insertionstiefen und geringe Gewindesteigungen die

Verankerungsstabilität signifikant verbessern konnten. Hingegen konnten große Innen- und Außendurchmesserunterschiede und asymmetrische Gewinde nicht als vorteilhaft eingestuft werden. Zudem sah man in den Versuchen, dass bei hohen Ausrissgeschwindigkeiten im Vergleich zu geringeren ebenfalls niedrigere Newtonwerte erzielt wurden.

Die bei der vorliegenden Dissertation verwendeten Sawbonezylinder kennzeichneten sich durch ihren identischen zylindrischen Aufbau mit glatter Oberfläche, der eine leichtere Instrumentation versprach – ähnlich dem o.g. Divinycell H45-Hartschaumstoff. Ebenso konnte aufgrund dieser Standardisierung die Streubreite von Einflussfaktoren erheblich vermindert werden, so dass die dazugehörige statistische Berechnung gegenüber anderen Versuchen wie z.B. mit humanen Wirbelkörpern valider war.

Wie in der Statistik in Tabelle 7 aufgeführt, fällt die Differenz der beiden Mittelwerte vollständig monokortikal (Typ b) versus vollständig bikortikal (Typ a) von 209,40N auf. Es liegt ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ , s. Tabelle 7.2) zwischen den beiden Verschraubungen zugrunde, der bereits ohne formale statistische Testung eindeutig zugunsten der bikortikalen Anordnung bezüglich Ausrissstabilität ausfällt.

Konklusionen:

Die Versuchsreihe belegt signifikant die Überlegenheit der vollständig bikortikalen Instrumentation gegenüber der vollständig monokortikalen bezüglich axialer Ausrissstabilität. Demgemäß ist in vivo eine bikortikale einer monokortikalen Instrumentation gegenüber aufgrund der besseren Haltstabilität zu bevorzugen.

#### 4.2.2 Vergleich HZI versus bikortikaler Einzelschraube mit Krampe in Sawbone-Zylindern

In Kapitel 2.4.1 wurde die Zusatzversuchsanordnung mit Sawbone-Zylindern (Instrumentationstyp „e“) bestehend aus einer  $\varnothing 5\text{mm}$ -Einzelschraube mit Krampe und bikortikaler Verschraubung (s. Abb. 10) beschrieben. Damit hatte die Schraube einen um 0,5mm größeren Außendurchmesser als die bisher verwendeten Schrauben. Bei einem Mittelwert von 313,12N rangierte dieser Instrumentationstyp bezüglich der Ausrissstabilität im unteren Mittelfeld: Im Gesamtvergleich zu den anderen bikortikalen Instrumentationen schnitt er im Mittel um ca. 30% schlechter ab. Statistisch bestanden zugunsten Typ e keine signifikanten Unterschiede gegenüber den anderen Instrumentationstypen (s. Tabelle 7.6). Im Vergleich zu Typ a (vollständig bikortikal) schnitt Typ e signifikant schlechter ab ( $p < 0,05$ , s. Tabelle 7.5).

Bezugnehmend auf diesen Zusatzversuch beschrieben Lowe et al. [Lowe et al. 2002] eine dieser Instrumentationsweise ähnliche Versuchsanordnung. Neben axialen Ausrisskräften wie sie im Rahmen dieser Dissertation gemessen wurden, widmete sich Lowes et al. ebenfalls an

humanen Wirbelkörpern durchgeführte Studie zusätzlich dem sog. Toggle Testing. Darunter versteht man das Einbringen von Zugkräften an der (den) instrumentierten Schraube(n) in kaudaler oder kranialer Richtung. In Lowes et al. Studie wurden insgesamt 83 Wirbelkörper getestet, davon 32 für axiale Ausrissversuche mono- und bikortikal instrumentierter Einzelschrauben und 51 für Toggle Testing.

Bei den axialen Versuchen wurden die Einzelschrauben teilweise in der Wirbelkörpermitte, teilweise dicht an den kaudalen und kranialen Wirbelkörperdeckplatten positioniert. Gemessen wurde hier die sog. Failure load, welche definiert ist als die maximal aufgebrachte Kraft vor der Schraubenlockerung. In 93% der Fälle überwog die bikortikale Instrumentation gegenüber der monokortikalen. Die jeweilige Positionierung, d.h. entweder deckplattennah oder zentral im Wirbelkörper, hatte keinen Einfluss auf die jeweiligen ermittelten axialen Ausrisskräfte.

Beim Toggle Test verglichen Lowe et al. zwischen Schrauben ohne und mit staple (=Krampe). Die von Lowe et al. eingesetzte Schraube mit Krampe war von der Struktur dem in Kapitel 4.2 beschriebenen Zusatzversuch in der hier vorliegenden Dissertation vergleichbar. In ihren Versuchen hielten die Schrauben mit Krampe signifikant höheren Kräften stand als Einzelschrauben, die ohne Krampe instrumentiert wurden.

Bezogen auf die Fragestellung eines signifikanten Unterschiedes zwischen mono- versus bikortikaler Instrumentation zeigten die von Lowe et al. berechneten failure load-Ergebnisse in axialer Richtung, dass eine bikortikale Instrumentation signifikant stabiler ist. Zusätzlich zeigt dieser Versuch, dass die bikortikale Instrumentation immer überwiegt, egal, ob die Schraube deckplattennah oder zentral im Wirbelkörper positioniert wurde.

Im Hinblick auf den in Kapitel 4.2 beschriebenen Zusatzversuch „e“ ist zu schlussfolgern, dass es demnach bezüglich der Ausrissstabilität unerheblich ist, ob die Einzelschraube mit Krampe deckplattennah oder zentral positioniert wurde.

Ein Toggle Test wurde in der hier vorliegenden Versuchsreihe nicht eingebracht, zum einen aufgrund der geringen Wirbelkörperzahl, die für diesen Versuch zu Verfügung stand, zum anderen, weil das Hauptaugenmerk in dieser Dissertation sich auf das Doppelschraubenplattensystem richtet, mit dem die Einzelschraube mit Krampe verglichen wurde. Bezogen auf die Hauptversuche mit dem Doppelschraubensystem (Instrumentationstypen „a–d“) entfällt diese Überlegung, da aufgrund der geringen Platzverhältnisse die Doppelschrauben jeweils deckplattennah positioniert werden mussten.

Konklusionen:

Da in der vorliegenden Dissertation die Schraube beim Zusatzversuch „e“ im Gegensatz zu Lowes et al. Untersuchung bikortikal instrumentiert wurde, war zu erwarten, dass die in der Versuchsreihe erzielten Newtonwerte ungefähr mit denen von Versuchsanordnung c oder d vergleichbar war. Allerdings lag lediglich eine Differenz von 22,94N zwischen Typ e und dem

vollständig monokortikalen Instrumentationstyp b zugunsten Instrumentationstyp e ( $p=0,12$ , s. Tabelle 7.6). Die bikortikale Einzelschraube mit Krampe hat demnach keine signifikant höhere Ausrisstabilität gegenüber dem monokortikalen Instrumentationstyp b. Allerdings besteht ein signifikanter Unterschied ( $p<0,05$ ) zwischen Typ a und e zugunsten erstgenanntem.

Der Zusatzversuch e ist aufgrund der erheblichen Unterschiede bezüglich technischer Vorgehensweise und Material klar von den anderen Instrumentationstypen (Doppelschrauben im Verbund) abzugrenzen.

## 5 Zusammenfassung

Die hier vorliegende Inaugural-Dissertation mit dem Titel „Biomechanische Untersuchung von ventralen Doppelstab- und Schraubensystemen im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule“ wurde unter der Fragestellung durchgeführt herauszufinden, wie sich die Haltestabilität der Halm-Zielke-Instrumentation (HZI) für Thorakalskoliosen bei verschiedenen Instrumentationstypen verhielt. Zu diesem Zweck wurden insgesamt 168 Wirbelkörper auf ihre axiale Ausrissstabilität nach Instrumentation mit mono- und bikortikalen Verschraubungen getestet. Davon wurden insgesamt 94 Versuche an humanen Wirbelkörpern aus 6 Wirbelsäulen stammend vom Lendenwirbelkörper 5 (L5) bis Brustwirbelkörper 3 (T3) durchgeführt. 13 Wirbelkörper wurden einer Schweinewirbelsäule entnommen. Weiterhin wurden mit zylindrischen Wirbelkörpernachbildungen (Sawbonezylinder) 61 Ausrissversuche durchgeführt. Diese Zylinder bestanden aus einem porösen Polyurethaninnenkörper zur Nachbildung der Spongiosa und einer äußeren härteren Polyurethanlaminierung zur Nachbildung der Kortikalis.

Die aufgrund schlechter Knochenqualität und Instrumentationsproblemen von der zu erwartenden Ausrissstabilität abweichenden Messergebnisse wurden nicht in die statistische Gesamtuntersuchung mit einbezogen. Ebenso wurden die in den Tabellen aufgelisteten osteoporotischen Wirbelkörper gesondert analysiert, um die Streubreite der Versuchsergebnisse zu minimieren.

Als statistische Testmethode wurden der Kruskal-Wallis-Test und der Mann-Whitney-Wilcoxon-Test (U-Test) als nicht parametrische Tests zum Vergleich unverbundener Stichproben eingesetzt. Bei allen Versuchsanordnungen mit vollständig mono- im Vergleich zu bikortikalen Instrumentationen schnitt beim die vollständig bikortikale Verschraubung bezüglich Ausrissstabilität besser ab. Eine Signifikanz basierend auf den genannten statistischen Testergebnissen war zugunsten der vollständig bikortikalen Instrumentation bei den Versuchen mit den Sawbone-Zylindern nachzuweisen.

Bei den humanen Wirbelkörpern mit physiologischer Knochendichte konnte mit einer durchschnittlichen Ausrisskraft von 747,11N ein Stabilitätsvorteil zugunsten der vollständig bikortikalen Instrumentation (Typ „a“) verzeichnet werden, der allerdings mit  $p=0,06$  nicht signifikant war. Die vollständig monokortikale Instrumentation (Typ „b“) schnitt mit im Durchschnitt erreichten 523,51N um 223,60N (ca. 29%) schlechter ab (s. Tabelle 1). Bei den Versuchen vom Typ „c“ (nur Senkschraube bikortikal und Top-Loading Schraube „TLS“ monokortikal) und Typ „d“ (Senkschraube monokortikal und Top-Loading Schraube bikortikal) ergaben sich Durchschnittswerte von 616,50N und 741,99N. Damit befand sich der durchschnittliche Typ c-Newtonwert zwischen dem der vollständig mono- und dem der vollständig bikortikalen Verschraubung, während Instrumentationstyp d nah an die

Versuchsanordnung vom Typ „a“ heranreichte. Typ „d“ entsprach mit weniger als 6N Unterschied dem Instrumentationstyp „a“. Der Typ „c“ war nicht signifikant besser als Typ „b“.

Auch der Zusatzversuch mit der Schweinewirbelsäule ergab einen Vorteil zugunsten der vollständig bikortikalen Instrumentation Typ a versus Typ b mit einem Vorsprung von 317,62N.

Bei den zylindrischen Wirbelkörpernachbildungen behauptete die bikortikale Anordnung mit 430,76N gegenüber der monokortikalen mit 221,36 N einen signifikanten Vorteil von 209,40N (s. Tabellen 6f).

Der Zusatzversuch der 12 Sawbone-Zylinder vom Typ „e“ (mit einer Titankrampe instrumentierte bikortikaln Einzelschrauben) konnte sich mit im Durchschnitt erreichten 244,30N weder gegen die bikortikale, noch gegenüber dem monokortikalen Doppelschraubenplattenverbund bezüglich axialer Ausrisskraft signifikant behaupten (s. Tabelle 7.6).

Bei den Untersuchungen an den humanen Wirbelkörpern war die wichtigste Einflussgröße nach dem Instrumentationstyp die Wirbelkörperdichte, die mittels QCT-Messung errechnet und als Bone mineral density (BMD) in  $\text{mg}/\text{cm}^3$  als Maßeinheit angegeben wurde (s. Kap. 2.2.1, s. Anhang 9.3). Es bestand eine positive, fast lineare Beziehung zwischen axialen Ausrisskräften und Knochendichte (s. Abb. 15).

Auch die Schraubenlänge hatte einen insgesamt positiven Effekt auf die Stabilität. Allerdings basierte dies vornehmlich auf der bikortikalen Instrumentation der längeren 35mm bis 45mm-Schrauben gegenüber den vornehmlich monokortikal eingesetzten 20mm bis 30mm-Schrauben.

Bei der Untersuchung der Wirbelkörpergröße konnte kein relevanter Einfluss auf die Ergebnislage im Rahmen dieser Studie verzeichnet werden. Dies lag an den verschiedenen mono- und bikortikalen Instrumentationstypen, die die Ergebnislage zugunsten der bikortikal instrumentierten T12- und T3-Wirbelkörper beeinflussten.

In Bezug auf die in der Einleitung (s. Kap. 1.4) ausführlich dargestellte Problematik der örtlichen Nähe des Schraubenendes zur Aorta wurde in der Diskussion darauf hingewiesen, dass bei Anwendung des bikortikalen Doppelstab-Systems grundsätzlich eine sichere Schraubenplatzierung bei bikortikalen Instrumentationen möglich ist. Dabei muss allerdings ein zu weites Herausragen der Schraubenenden vermieden werden.

Eine vollständig bikortikale Instrumentation ist bei der ventralen Doppelverschraubung schlussfolgernd unter Abwägung der beschriebenen Ergebnislage, Risiken und der im Rahmen dieser Dissertation erhobenen statistischen Signifikanzen bei den Kunststoffzylindern gegenüber einer monokortikalen Instrumentation zu bevorzugen.

## 6 Verzeichnisse

### 6.1 Abkürzungsverzeichnis

<b>Abb.</b>	Abbildung
<b>Anm.</b>	Anmerkung
<b>Anz.</b>	Anzahl
<b>B x T</b>	Wirbelkörperbreite x Wirbelkörpertiefe in mm (basierend auf CT-Messung)
<b>BMD</b>	Bone mineral density (=Knochenmineraldichte)
<b>C<sub>x</sub></b>	Cervikaler Wirbelkörper Nummer x
<b>Ca</b>	Calcium
<b>Ca-HA</b>	Calcium-Hydroxylapatit
<b>CDI</b>	Cotrel- Dubousset-Instrumentation
<b>CT</b>	Computertomographie
<b>dB</b>	Dezibel
<b>DDT</b>	<i>frz</i> : Dispositif de Traction Transversale (Querverbinder)
<b>DEXA</b>	Dual Energy X-Ray-Absorptiometrie
<b>DIN</b>	Deutsche Industrienorm
<b>E.D.F.</b>	Elongation, Derotation, Flexion
<b>Et al.</b>	Et alii (lat.: und andere)
<b>f., ff.</b>	folgende Seite/Abbildung, folgende Seiten/Abbildungen
<b>F<sub>x</sub></b>	Kraft (Last) von x
<b>H<sub>0</sub></b>	Nullhypothese
<b>H<sub>1</sub></b>	Alternativhypothese
<b>HI</b>	Harrington-Instrumentation
<b>HL-Platte</b>	Halm-Liljenqvist-Platte
<b>Hz</b>	Hertz
<b>HZI</b>	Halm-Zielke Instrumentation
<b>ID</b>	Identification Number

<b>JBJS (AM)</b>	Journal of Bone and Joint Surgery (American)
<b>JUMBO</b>	Java-unterstützte Münsteraner Biometrieoberfläche
<b>Kap.</b>	Kapitel
<b>kN</b>	Kilonewton
<b>kV</b>	Kilovolt
<b>kVA</b>	Kilovolt-Ampère
<b>L (Nummer)</b>	Lendenwirbelkörper (Nummer)
<b>Lfd. Nr.</b>	Laufende Nummer
<b>MACS-HMA</b>	Molecular anterior construct system thoracic and lumbar with monoaxial hollow modular anchorage
<b>Max.</b>	Maximalwert
<b>MC</b>	Mean Score (engl.)
<b>MD</b>	Medical Doctor
<b>Min.</b>	Minimalwert
<b>MRT</b>	Magnetresonanztomographie
<b>MW</b>	Mittelwert
<b>N</b>	Newton
<b>Nm</b>	Newtonmeter
<b>Nr.</b>	Nummer
<b>o.a.</b>	oben angegebene(r, s)
<b>o.g.</b>	oben genannte(r, s)
<b>Osteop.</b>	osteoporotisch
<b>p</b>	Probability (hier: statistische Überschreitungswahrscheinlichkeit)
<b>pcf</b>	pounds per cubic foot (engl.: Pfund/ 30cm <sup>3</sup> )
<b>QCT</b>	Quantitative Computertomographie
<b>S.(x)</b>	Seite(x)
<b>Ss.(x)</b>	Seiten(x)
<b>SRS</b>	Scoliosis Resarch Society
<b>Stab/Stabw</b>	Standardabweichung

<b>Tab.</b>	Tabelle
<b>Th</b> (Nummer)	Thoraxwirbelkörper (Nummer)
<b>Ti</b>	Titan
<b>T-score</b>	Standardabweichung unterhalb des Mittelwertes der Knochendichte gesunder Menschen im Alter von 30 Jahren
<b>TLS</b>	Top-Loading Schraube
<b>u.a.</b>	unten angegebene(r, s)
<b>UKM</b>	Universitätsklinikum Münster
<b>V</b>	Volt
<b>VDS:</b>	Ventrale Doppelstabschraube
<b>VLDS</b>	ventrale Lordosierungs- und Derotationsspondylodese
<b>vs.</b>	versus (lat.: gegen)
<b>WK</b>	Wirbelkörper
<b>WS</b>	Wirbelsäule
<b>WWU</b>	Westfälische Wilhelmsuniversität Münster
<b>Z050</b>	Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Version 050
<b>Z-score</b>	Standardabweichung unterhalb des Mittelwertes der Knochendichte eines altersgleichen Referenzkollektivs.
<b>z.T.</b>	zum Teil
<b>Z-Wert</b>	Rangvergleich zwischen den einzelnen zu vergleichenden Instrumentationen. Er basiert auf positiven Rängen.

**Instrumentationstypen:**

<b>a</b>	beide Schrauben (Top-Loadingschraube TLS und Senkschraube mit 5mm Durchmesser) bikortikal
<b>b</b>	beide Schrauben (TLS und Senkschraube) monokortikal
<b>c</b>	nur Senkschraube bikortikal, TLS monokortikal
<b>d</b>	nur Senkschraube monokortikal, TLS bikortikal
<b>e</b>	bikortikale TLS mit Krampe

<b>6.2 Tabellenverzeichnis</b>	<b>Seite:</b>
<b>Tabelle 1:</b>	
Ausrisskräfte der einzelnen Verschraubungstypen a-d.....	25 - 28
<b>Tabelle 2:</b>	
Knochendichtebestimmungen.....	31 - 35
<b>Tabelle 3:</b>	
Wirbelkörpergröße im Vergleich zur Ausrissstabilität.....	38 - 39
<b>Tabelle 4:</b>	
Vergleich zwischen Schraubenlänge und Ausrissstabilität der TLS und Senkschrauben.....	42 - 43
<b>Tabelle 5:</b>	
Statistik Humane Wirbelkörpern.....	47 - 48
5.1 Kruskal-Wallis-Test für die Instrumentationstypen a bis d	
5.2 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs b	
<b>Tabelle 6: Sawbone-Zylinder</b>	
Ausrisskräfte in N der einzelnen Instrumentationen a bis e.....	48
<b>Tabelle 7:</b>	
Statistik Sawbone-Zylinder – Vergleich der Instrumentationstypen a bis e auf Statistische Signifikanz.....	49 - 51
7.1 Kruskal-Wallis-Test für die Instrumentationstypen a,b,e.....	49
7.2 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs b.....	50
7.3 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs c.....	50
7.4 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs d.....	50
7.5 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen a vs e.....	51
7.6 Mann-Whitney-Wilcoxon-Test für die Instrumentationstypen b vs e.....	51

**6.3 Abbildungsverzeichnis** **Seite:****Abbildung 1:**

CT- Aufnahme einer bikortikalen Instrumentation..... 6

*Quelle:* s. Literaturverzeichnis

**Abbildung 2:**

Freipräparierte Brustwirbelsäule von Th3 bis Th12. Ansicht von lateral..... 10

*Quelle:* Eigene Versuche

**Abbildung 3:**

Freipräparierte Brustwirbelsäule von Th3 bis Th12. Ansicht von dorsal..... 10

*Quelle:* Eigene Versuche, Fotoabteilung der Uniklinik Münster

**Abbildung 4:**

Halm-Liljenqvist Titanplatte..... 13

*Quelle:* wie Abb. 2

**Abbildung 5:**

Halm-Liljenqvist- (HL)-Platte mit Senkschraube und Top Loading Schraube,  
5mm geriffelten Stab und 4mm glatten Stab. .... 13

*Quelle:* wie Abb. 2

**Abbildung 6:**

Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Z050..... 15

*Quelle:* wie Abb. 2

**Abbildung 7:**

Fixierung des Systems vor dem Ausrissversuch..... 16

*Quelle:* wie Abb. 2

<b>Abbildung 8:</b>	<b>Seite:</b>
Befestigung des Wirbelkörpers an der Ausrissvorrichtung.....	16
<i>Quelle:</i> wie Abb. 2	
<b>Abbildung 9:</b>	
Zustand nach Ausrissversuch.....	17
<i>Quelle:</i> wie Abb. 2	
<b>Abbildung 10:</b>	
Instrumentationstyp e: Sawboneskunstwirbelkörper mit Krampe.....	20
<i>Quelle:</i> eigene Versuche, biomechanisches Labor Uniklinikum Münster	
<b>Abbildung 11:</b>	
Fixierungspassform für die Sawboneskunstwirbelkörper.....	20
<i>Quelle:</i> wie Abb. 10	
<b>Abbildung 12:</b>	
Ausrissversuch eines Sawboneskunstwirbelkörpers.....	21
<i>Quelle:</i> wie Abb. 10	
<b>Abbildung 13:</b>	
Vergleich Ausrisskraft bei allen osteoporotischen/ normalen Wirbelsäulen in Bezug auf Ausrissstabilität.....	29
<b>Abbildung 14:</b>	
Vergleich trabekulärer Werte mit der Ausrissstabilität der einzelnen Wirbelsäulen (Diagramm zu Tab. 3).....	35
<b>Abbildung 15:</b>	
Punktwolke zur Darstellung der Beziehung zwischen Ausrisskraft und Knochendichte (Diagramm zu Tab. 3) .....	36

<b>Abbildung 16:</b>	<b>Seite:</b>
Wirbelkörpergröße im Vergleich zur Ausrisstabilität.....	40
 <b>Abbildung 17:</b>	
Vergleich Schraubenlänge/ Schraubentypen vs. Ausrisstabilität.....	44

## 6.4 Literaturverzeichnis

### 6.4.1 Fachzeitschriften und –magazine

- 6.4.1.1 [Breeze](#), MD; Doherty, Brian J, PhD; Noble, P S, MD; LeBlanc, A PhD; Heggeness Michael H MD, PhD  
*A Biomechanical Study of Anterior Thoracolumbar Screw Fixation*  
Eur Spine 1998, Sep. 1, 23 (17), 1829-1831
- 6.4.1.2 [Bullmann V](#), MD; Fallenberg E, MD; Meier N, PhD; Fischbach R, MD; Schulte, T, MD, Heindel W L, MD, and Liljenqvist U, MD  
*Anterior Dual Rod Instrumentation in Idiopathic Thoracic Scoliosis*  
*A Compound Tomography Analysis of Screw Placement Relative to the Aorta and the Spinal Canal*  
Eur Spine 2005, Volume 30, Number 18: 2078-2083
- 6.4.1.3 [Bullmann V](#), MD; Halm MD; Schulte, MD; Lerner, MD; Weber, MD; Liljenqvist, MD  
*Combined anterior and posterior instrumentation in severe and rigid idiopathic scoliosis.*  
Eur Spine J. 2006 Apr;15(4):440-8. Epub 2006 Jan 12.
- 6.4.1.4 [Bullmann V](#), MD; Fallenberg E, MD; Liljenqvist U, MD  
*The Position of the Aorta Relative to the Spine Before and After Anterior Dual Rod Instrumentation of Anterior Screw Instrumentation in Idiopathic Right Thoracic Scoliosis*  
Scoliosis Research Society, Scientific Program Abstracts, Vol. 32  
Buenos Aires, Argentina, Sept. 2004
- 6.4.1.5 [Ferguson S J](#), [Winkler F](#), [Nolte L P](#)  
*Anterior fixation in the osteoporotic spine: cut-out and pullout characteristics of implants*  
Eur Spine J. 2002 11:537-534
- 6.4.1.6 [Hackenberg L](#), Clahsen H, Halm H  
*Einflussfaktoren auf die Verankerungsstabilität von Wirbelsäulenknochenschrauben*  
Z. Orthop. 1998, Stuttgart: 451-456

- 6.4.1.7 [Halm H](#)  
*Biomechanische und klinische Untersuchungen zur Optimierung der Formkorrektur und Stabilisierung von idiopathischen Skoliosen.*  
Habilitationsschrift, Münster, 1997
- 6.4.1.8 [Halm H](#), [Liljenqvist U](#), Niemeyer T et al.  
*Halm-Zielke Instrumentation (Muenster Anterior Double Rod System) an improvement over Zielke-TLS: surgical method and preliminary results.*  
Z. Orthop. 1997; 135:403-11.
- 6.4.1.9 [Lim TH](#), An HS, Hasegawa T, McGrady L, Hasanoglu KY, Wilson C  
*Prediction of Fatigue Screw Loosening in Anterior Spinal Fixation Using Dual Energy X-ray Absorptiometry*  
Spine, 1995, Nov; Vol. 20: 2565-2569
- 6.4.1.10 [Kääb, Max J](#), MD, PhD; Reinhard Putz, MD; Gebauer D, MD;  
Plitz W, MD, PhD  
*Changes in Cadaveric Canellous Vertebral Bone Strength in Relation to Time*  
Spine1998 June: 23 (11): 1215-1219
- 6.4.1.11 [Kaneda](#), Kiyoshi MD; Shono, Yasuhiro MD; Satoh, Shigenobu MD; Abumi, Kuniyoshi MD  
*Anterior Correction of Thoracic Scoliosis With Kaneda Anterior Spinal System: Preliminary Report*  
Spine 1997 June: Vol. 22 (15): 1358-1368
- 6.4.1.12 [Lowe T](#), MD, O'Brien M, MD, Smith D, MSc, Fitzgerald D, BSME, Vraney R, MD, Eule J, MD, Alongi P, MD  
*Central and Juxta-Endplate Vertebral Body Screw Placement – A Biomechanical Analysis in a Human Cadaveric Model*  
Spine 2001 June, Volume 27 (4): 269-373
- 6.4.1.13 [Pitzen T](#), Barbier D, Tintinger F, Steudel W I, Strowitzki M  
*Screw fixation to the posterior cortical shell does not influence peak torque and pullout in anterior cervical plating*  
Eur. Spine 2002, Oct. 11(5): 494-9

- 6.4.1.14 [Ryken TC](#), Clausen JD, Traynelis VC, Goel VK,  
*Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque,  
and holding strength of anterior cervical plate*  
J Neurosurg 1995, 83: 324-329
- 6.4.1.15 [Schramm M](#), Krummbein S, Kraus H, Hirschfelder H, Pitto RP  
*Die MACS-HMA-Hohltonne – Eine alternative Möglichkeit der stabilen Implantat-  
verankerung im Wirbelkörper auch für langstreckige Fusionen*  
Der Orthopäde 5, 2002: 494-502
- 6.4.1.16 [Sucato D J](#), MD, and Duchene C, MD  
*The Position of the Aorta Relative to the Spine: A Comparison of Patients with and  
without Idiopathic Scoliosis*  
The Journal of Bone and Joint Surgery (American) 2003, 85 (8):1461-1469
- 6.4.2 Fachlehrbücher**
- 6.4.2.1 [Heinecke, Achim](#); Köpcke, Wolfgang  
Arbeitscript JUMBO (Java-unterstützte Münsteraner Biometrieoberfläche)  
Institut für Biomathematik und Medizinische Informatik der Universitätsklinik Münster  
Münster, April 2003,  
Ss. 57-63, S. 131
- 6.4.2.2 [Herold, Gerd](#), Innere Medizin 2004  
Seiten 645-649
- 6.4.2.3 [Kreutzig, Thomas](#), Kurzlehrbuch Biochemie  
11. Aufl., München, Jena 2002  
Urban und Fischer Verlag, S. 506f

**6.4.3 Internet- und Emailadressen**

- 6.4.3.1 <http://depuyspine.com>
- 6.4.3.2 <http://www.diss.fu-berlin.de/2003/14>  
(Stand: 13.03.05)
- 6.4.3.3 <http://www.klinikum.uni-muenster.de/institute/imib/lehre/scripte/biomathe>  
(Stand: 15.01.06)
- 6.4.3.4 <http://www.medizin.fu-berlin>  
(Stand: 13.03.05)
- 6.4.3.5 <http://www.medizininfo.de/ruecken/anatomie/wirbelsaeule.shtml>  
(Stand: 13.03.05)
- 6.4.3.6 [http://www.meduniwien.ac.at/msi/biomathe/wahlfach/biostatistikl\\_teil2.pdf](http://www.meduniwien.ac.at/msi/biomathe/wahlfach/biostatistikl_teil2.pdf)  
(Stand: 15.01.6)
- 6.4.3.7 <http://medweb.uni-muenster.de/institute/orth/mitarbeiter/liljenqvist/publikationen.html>  
(Stand: 15.01.06)  
e-mail: [orthop@uni-muester.de](mailto:orthop@uni-muester.de)
- 6.4.3.8 [http://www.m-ww.de/krankheiten/orthop\\_erkrankungen/skoliose.html](http://www.m-ww.de/krankheiten/orthop_erkrankungen/skoliose.html)  
(Stand: 15.01.06)
- 6.4.3.9 <http://www.net-lexikon.de/koerperspende.de>  
(Stand: 13.03.05)
- 6.4.3.10 <http://www.pubmed.gov>  
(Stand: 15.01.06)
- 6.4.3.11 <http://www.sawbones.com>  
(Stand: 09.02.06)  
e-mail: [info@sawbones.se](mailto:info@sawbones.se)
- 6.4.3.12 <http://de.wikipedia.org/wiki/koerperspende>  
(Stand: 15.01.06)
- 6.4.3.13 <http://de.wikipedia.org/wiki/knochendichtemessung>  
(Stand: 18.08.06)
- 4.4.3.14 <http://de.wikipedia.org/wiki/Kruskal-Wallis-Test>  
(Stand: 29.05.07)
- 6.4.3.15 <http://www.zwick.de>

## 7 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name:	Andreas Möller
Adresse:	St. Omer Str. 28 32756 Detmold
Telefon:	0176/ 62 15 68 89
E-Mail:	a.moeller1980@gmx.de
Geburtsdatum:	25.07.1980
Geburtsort:	Detmold
Familienstand:	ledig

### Schulbildung

08/1987 – 06/1991	Grundschule Detmold-Heidenoldendorf
08/1991 – 06/2000	Gymnasium Leopoldinum Detmold
06/2000	Abschluss: Abitur

### Wehrdienst

07/2000 – 09/2000	Grundausbildung, Neustadt am Rübenberge, 5./ Panzerbataillon 33
09/2000 – 04/2001	Grundwehrdienst, Augustdorf 1./ Panzerartillerie- bataillon 215

### Hochschulbildung

2001 - 2007	Studium der Humanmedizin an der Westfälischen Wilhelmsuniversität Münster
04/2003	Physikum
02/2006 – 04/2007	Praktisches Jahr, Städtische Kliniken Bielefeld
23.05.2007	Approbation als Arzt

**Famulaturen**

11.08.2003 – 07.09.2003	Priv.Doz. Dr. Brückl, Orthopädie, Klinikum Lippe Detmold
08.09.2003 – 02.10.2003	Prof. Dr. Tebbe, Kardiologie, Klinikum Lippe Detmold
02.09.2004 – 12.03.2004	Gemeinschaftspraxis Dr. Maurer, Priv.Doz. Dr. Sprakel, Unfallchirurgie und Visceralchirurgie, Münster
26.08.2004 – 24.09.2004	Priv.Doz. Dr. Schulz, Chirurgie, St. Franziskus-Hospital Münster
07.03.2005 – 21.03.2005	Prof. Dr. Luger, Dermatologie und Venerologie, Universitätsklinikum Münster

**Besondere Kenntnisse und Ausbildungen**

Sprachen	Englisch, guter Kenntnisstand Französisch, guter Kenntnisstand Spanisch, befriedigender Kenntnisstand Lateinisch, befriedigender Kenntnisstand
EDV	Microsoft Word, guter Kenntnisstand Microsoft Excel, guter Kenntnisstand Microsoft Powerpoint, guter Kenntnisstand SPSS Statistik, guter Kenntnisstand
Sonstige Qualifikationen	Pharmakologietutor für das Institut für Allgemeine und Spezielle Pharmakologie und Toxikologie der Westfälischen Wilhelmsuniversität Münster 2004

**Hobbys**

Sportliche Aktivitäten	Halbmarathonlauf, Radfahren, Schwimmen, Tauchen
Musikinstrumente	Akustische Gitarre, Schwerpunkt klassische Gitarre und Spanische Gitarre in Zupftechnik
Sonstige	Fremdsprachen, Lesen, Computertechnologie, Schach
Münster, 06.06.07	

## 8 Danksagung

„Wer Freude erleben will, muss sie teilen, denn Glück ist als Zwilling geboren.“

*Lord Byron (1788-1824)*

Für die zuverlässige Unterstützung und Betreuung während der gesamten Arbeit möchte ich mich recht herzlich bedanken bei meiner Dokormutter und Betreuerin Frau Priv.-Doz. Dr. med. Viola Bullmann und bei Herrn Prof. Dr. med. Ulf R. Liljenqvist. Zudem möchte ich mich bei Frau Dr. Bullmann für die konstruktive Kritik, die ständige Ermutigung und Unterstützung während der gesamten Versuchsplanung und –durchführung von Herzen bedanken.

Bedanken möchte ich mich bei den Mitarbeitern des Biomechanischen Institutes unter der Leitung von Herrn J. Boes, das mit hoher fachlicher Kompetenz und zahlreichen Spezialanfertigungen die Versuchsdurchführung und das Gelingen dieser ermöglichte.

Für die technische Unterstützung am PC danke ich den Ingenieuren und wissenschaftlichen Mitarbeitern, allen voran meinem Komilitonen Mirco Herbort.

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Timm Filler und den Präparatoren Herrn Naber und Herrn Terniersen aus dem Anatomischen Institut Münster für die Bereitstellung und für die Unterstützung bei der Präparation der humanen Wirbelsäulen.

Herrn Priv.-Doz. Dr. Fischer aus dem Biomathematischen Institut danke ich für die statistische Betreuung.

Für die Fotoaufnahmen während unserer Versuchsreihen bedanke ich mich bei Herrn Eschkötter und Frau Dalters aus der Fotoabteilung der Universitätsklinik Münster.

Frau Dr. Eva Fallenberg aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie danke ich für die QCT-Berechnungen der Wirbelsäulen.

Für die Bereitstellung der Implantate bedanke ich mich herzlich bei der Firma Micomed Ortho Implants und Depuy Spine (Leeds, England), der Firma Sawbones Europe Sweden und für die Herstellung der Kunstwirbelkörper.

Zu guter Letzt bedanke ich mich bei meiner großen Schwester für Tipps und Tricks bei der schriftlichen Ausarbeitung der Dissertation.

## 9 Anhang

### 9.1 Beispiel einer Verfügung zur Körperspende<sup>1</sup>:

Erklärung über die Verwendung meines Körpers nach dem Ableben

Hiermit bestimme ich letztwillig, dass mein Körper nach dem Tod dem Institut für Anatomie für Zwecke der medizinischen Ausbildung und Forschung zur Verfügung stehen soll. Wenn der Leichnam für diese Zwecke nicht zu verwenden ist (z.B. nach Obduktion, polizeilicher Beschlagnahme oder infektiösen Krankheiten) muss das Institut für Anatomie von der Verfügung Abstand nehmen.

Das Institut für Anatomie rechnet die entstandenen Beisetzungskosten nach § 58 des SGB V mit der Krankenkasse ab. Die nicht durch das derzeit gesetzliche Sterbegeld abgedeckten Kosten, zur Zeit 400.- €, werden von mir bzw. meinen Angehörigen übernommen. Bei Wegfall des gesamten gesetzlichen Sterbegeldes erhöht sich der aufzubringende Betrag auf zur Zeit 1000.- €. Die Verfügung tritt nur dann in Kraft, wenn bei Vertragsabschluss bzw. bei Meldung des Sterbefalls die Kostenübernahme gewährleistet ist.

Die Nachlassangelegenheiten im Rahmen der Bestattung sind durch folgende Angehörige zu regeln:

Die letztwillige Bestimmung kann von seiten des Körperspenders zu jeder Zeit ohne Angabe von Gründen widerrufen werden, von seiten des Instituts für Anatomie aus medizinischen Gründen.

---

<sup>1</sup> <http://www.net-lexikon.de/koerperspende.de>

### 9.2 Kingklassifikation<sup>1</sup>:

Typ	Beschreibung	Häufigkeit
Typ I	s-förmige Kurve, in der sowohl die thorakale als auch die lumbale Krümmung die Mittellinie überschreiten. Die lumbale Krümmung ist in der ap.-Standaufnahme größer.	12,9%
Typ II	s-förmige Kurve, in der die thorakale als auch die lumbale Krümmung die Mittellinie überschreitet. Die thorakale Krümmung ist in der Standaufnahme größer.	32,6%
Typ III	Thorakale Krümmung, in der die lumbale Nebenkrümmung die Mittellinie nicht überschreitet (sog. Überhang)	32,8%
Typ IV	Lange thorakale Krümmung, in der sich LWK4 in die Krümmung neigt. LWK5 befindet sich jedoch zentriert über dem Sakrum.	09,2%
Typ V	Doppelt thorakale Krümmung, in der sich HWK1 in die Konvexität der oberen Krümmung neigt.	11,6%
Typ VI	S-förmige Skoliose, bei der die thorakale wie lumbale Krümmung die Mittellinie überkreuzt. Der Cobb-Winkel ist thorakal gleich groß oder kleiner als lumbal, das Ausmaß der Rotation ist lumbal größer als thorakal. Die Flexibilität beider Kurven ist identisch oder thorakal größer (Double-major curve).	Keine Angabe von King

### 9.3 Stadieneinteilung der Osteoporosegrade:<sup>2</sup>

Klinisches Stadium	Kriterien (QCT-Messung oder DEXA-Messung) <sup>3</sup>
0 Osteopenie (präklinische Osteoporose)	- T-Score: -1,0 bis -2,5 Standardabweichungen - keine Frakturen
1 Osteoporose (ohne Frakturen)	- T-Score: < -2,5 Standardabweichungen - keine Frakturen
2 Manifeste Osteoporose (mit Frakturen)	- BMD erniedrigt - 1-3 Wirbelfrakturen ohne adäquates Trauma
3 Fortgeschrittene Osteoporose	- BMD erniedrigt - multiple Wirbelfrakturen - Oft auch extraspinale Frakturen

<sup>1</sup> <http://www.diss.fu-berlin.de/2003/14>

<sup>2</sup> Herold, Gerd, Innere Medizin 2004  
Seiten 645-649

<sup>3</sup> DEXA= Dual Energy X-Ray-Absorptiometrie: Messung der Flächendichte des Knochenmineralgehalts in g/cm<sup>3</sup>.

## 9.4 Implantate

### 9.4.1 DePuySpine



DePuy International LTD  
 St. Anthony's Road  
 Beeston, Leeds LS11 8DT  
 England  
 Phone: +44 113.270.0461  
 Fax: +44 113.202.5992

Geschäftsbereich der DePuy Orthopädie GmbH  
 Konrad-Zuse-Straße 19  
 66459 Kirkel-Limbach  
 Telefon: +49 (0)6841 1893-4  
 Telefax: +49 (0)6841 1893-555  
 E-Mail: [spine@dpyde.jnj.com](mailto:spine@dpyde.jnj.com)

### 9.4.2 Micomed Ortho Implants

Micomed Ortho Implants GmbH u. Co. KG  
 Schorndorfer Str. 96,  
 73614 Schorndorf  
 Tel.: 041/7 52 02 36

#### Produktinformation:

Micomed Ortho-Implants	
HZI TOP Loading Schraube – Titan / TLS	
Artikel-Nr.	Bezeichnung:
123-24025 Ti	HL Top Loading Schraube 25mm <sup>1</sup>
123-24028 Ti	HL Top Loading Schraube 28mm
123-24030 Ti	HL Top Loading Schraube 30mm
123-24033 Ti	HL Top Loading Schraube 32,5mm
123-24035 Ti	HL Top Loading Schraube 35mm
123-24038 Ti	HL Top Loading Schraube 37,5mm
123-24040 Ti	HL Top Loading Schraube 40mm
123-24045 Ti	HL Top Loading Schraube 45mm

HZI Senkschraube	
Artikel-Nr.:	Bezeichnung:
125-05025 Ti	HL-Senkschraube 25mm
125-05030 Ti	HL-Senkschraube 30mm
125-05035 Ti	HL-Senkschraube 35mm
125-05040 Ti	HL-Senkschraube 40mm
HZI-Platte – Titan anterior	
Artikel-Nr.:	Bezeichnung:
125-9505 Ti	HL(Halm-Liljenqvist)-Platte für 5mm Stab
HZI Geriffelter Stab – Titan Ø5mm	
Artikel-Nr.:	Bezeichnung:
125-8510 Ti	Geriffelter Stab Ø5mm/ 100mm
HZI Glatter Stab – Titan für Top Loading	
Artikel-Nr.:	Bezeichnung:
124-80410 Ti	Glatter Stab Ø4mm L 100mm

<sup>1</sup> Bei einigen Wirbelkörpern verlangte die Instrumentation kürzere Schrauben als gemäß der Tabelle standardmäßig zur Verfügung standen. Deshalb wurden bei einigen Versuchen sowohl Senkschrauben als auch TLS manuell auf 20 und 22,5mm Länge gekürzt.

HZI/HL-Platte - Titan Anterior	
125-9505 Ti	HL (Halm-Liljenqvist)-Platte f. 5mm Stab

## 9.5 Materialprüfung

**Zwick / Roell**

Zwick GmbH & Co. KG  
 August-Nagel-Straße 11,  
 D-89079 Ulm  
 Tel.: +49 (0)7305- 10- 0  
 Fax: +49 (0)7305- 10-200  
<http://www.zwick.de>

### Produktinformation Tischprüfmaschine:

Systemvoraussetzungen:

Pentium II-PC, 128 MB RAM-Speicher

Microsoft Windows NT 4.0/ 2000, 2 freie serielle Schnittstellen für Prüfmaschine

Software: Zwick testXpert Version 6.01

Tischprüfmaschinen 5 bis 20 kN der Standard-Reihe mit testControl			
Bestellposition	T1FR005TN.A50	T1-FR005TH.A50	Einheit
Wert	Wert		
<b>Lastrahmen:</b>			
Max. Prüfkraft $F_N$ in Zug-/Druckrichtung	5	5	kN
Höhe ohne Standprofile $a_1$	1299	1699	mm
Höhe mit Standprofilen $a_2$	1545...2114	1814...2714	mm
Breite ohne Standprofile $b_1$	680	680	mm
Breite mit Standprofilen $b_2$	856 (1045)	856 (1045)	mm
(und Elektronik)			
Tiefe ohne Standprofile	410	410	mm
Tiefe mit Standprofilen	650	650	mm
Gesamtgewicht mit Elektronikeinheit	150	160	kg
Arbeitsraumbreite	440	440	mm
Höhe des unteren Arbeitsraums, ohne Einbauten	1058	1458	mm
Höhe des oberen Arbeitsraums, ohne Einbauten (Querhaupt erforderlich)	1034	1434	mm
Lackierung	RAL 7011 eisengrau und RAL 7038 achatgrau		
Umgebungstemperatur	+10...+35	+10...+35	°C
Luftfeuchte	20...90	20...90	%
Geräuschpegel	67	67	dB(A)
<b>Antrieb</b>			
Traversengeschwindigkeit $v_{Nenn}$	0,0005...3000	0,0005...3000	mm/min
Genauigkeit der eingestellten $v_{Nenn}$	0,03	0,03	% von $v_{Nenn}$
Geschwindigkeit			
Wegauflösung des Antriebs	0,041	0,041	µm
Positionier-Wiederholungs- Genauigkeit	+/-2	+/-2	µm
<b>Mess- und Steuerelektronik</b>			
Kraftmessung DIN ASTM E4	Klasse 0/0,5, 1 je nach Kraftaufnehmer, entsprechend EN ISO 7500-1 (DIN 51220, DIN 51302), ISO R147, BS 1610 Grade A, NF A 03-501		
Reale Auflösung in Zug-/Druck- richtung	162.000...912.000		Punkte
Erfassungsrates intern	500		Hz
Messwertgruppenübertragungsrates an PC	100 (optional 500)		Hz
Nullpunktkorrektur	automatisch bei Messbeginn		
Messsignal-Laufzeitkorrektur für alle Kanäle	vorhanden		
Ausgangsschnittstelle	RS232		
Benötigter PC-Anschluss	COM 1		
<b>Anschlusswerte</b>			
Elektrischer Anschluss	230	230	V
Leistungsaufnahme	2	1,9	kVA
Netzfrequenz	50/60	50/60	Hz

## 9.6 Kunststoffzylinder



Sawbones Europe

Krossverksgatan 3, 216 16

Malmö/ Sweden

Tel.: +46 40 650 70 00

Fax: +46 40 650 70 01

Home: [www.sawbones.com](http://www.sawbones.com)

email: [info@sawbones.se](mailto:info@sawbones.se)