

# TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Abteilung für Neurochirurgie des städtischen Klinikums Bogenhausen

## Genauigkeit des intraoperativen 3D-Scans bei transpedikulärer dorsaler thorakolumbaler Stabilisierung

Sebastian Matthias Michl

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Zahnheilkunde genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. apl. Prof. Dr. Christianto B. Lumenta  
2. Univ.-Prof. Dr. Bernhard Meyer  
3. Univ.-Prof. Dr. Herbert Deppe

Die Dissertation wurde am 17.01.2013 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 02.04.2014 angenommen.

# Inhaltsverzeichnis

|  |           |
|--|-----------|
| Inhaltsverzeichnis .....   | 2         |
| Abkürzungsverzeichnis.....   | 5         |
| <b>1. Einleitung .....</b>   | <b>6</b>  |
| <b>1.1 Herleitung der Aufgabe .....</b>                              | <b>6</b>  |
| <b>1.2 Grundlagen der Wirbelsäulen-anatomie und Biomechanik.....</b> | <b>8</b>  |
| 1.2.1 Aufgaben der Wirbelsäule.....                                  | 8         |
| 1.2.2 Aufbau der Wirbelsäule .....                                   | 8         |
| 1.2.3 Bewegung der Wirbelsäule .....                                 | 12        |
| <b>1.3 Fusionstechnik .....</b>                                      | <b>15</b> |
| 1.3.1 Geschichte der dorsalen Wirbelsäulenstabilisierung .....       | 15        |
| 1.3.2 Anteriore Fusionstechnik.....                                  | 25        |
| 1.3.2.1 Geschichte der anterioren Fusionstechnik.....                | 25        |
| 1.3.2.2 In der Studie implantierte Cages.....                        | 28        |
| 1.3.2.2.1 OIC PL.....  | 28        |
| 1.3.2.2.2 AVS TL.....  | 29        |
| 1.3.2.2.3 B - Twin.....  | 29        |
| 1.3.2.2.4 TETRIS.....  | 30        |
| 1.4 Geschichte der Fluoroskopie .....                                | 32        |
| <b>2. Fragestellung der Studie.....</b>                              | <b>39</b> |
| <b>3. Material und Methodik.....</b>                                 | <b>40</b> |
| 3.1 Patientengut.....  | 40        |
| 3.2 Operationsindikationen.....                                      | 43        |
| 3.3 Operationstechnik .....  | 45        |
| 3.3.1 Rigide dorsale Stabilisierung.....                             | 47        |
| 3.3.1.1 Xia Low Profile.....   | 47        |
| 3.3.1.2 OPTIMA ZS.....   | 52        |
| 3.3.2 Dynamische Stabilisierung .....                                | 54        |
| 3.3.3 Hybridstabilisierung .....                                     | 56        |
| 3.4 Klassifikation über die Lage der Implantate im Pedikel.....      | 59        |
| 3.5 Statistische Auswertung.....                                     | 64        |

|         |   |     |
|---------|---|-----|
| 3.6     | Strahlenbelastung .....   | 65  |
| 4       | Resultate.....  | 66  |
| 4.1     | Auswertung der Draht- beziehungsweise Schraubenlage .....   | 68  |
| 4.1.1   | Auswertung der intraoperativen Drahtlage .....  | 68  |
| 4.1.1.1 | Erster Draht.....   | 68  |
| 4.1.1.2 | Drahtendlage.....   | 69  |
| 4.1.1.3 | Intraoperative Veränderung der Drahtlage .....  | 70  |
| 4.1.2   | Auswertung der postoperativen Schraubenlage .....   | 72  |
| 4.1.3   | Vergleich der intraoperativen mit der post-operativen Lage .....                                    | 72  |
| 4.2     | Komplikationen.....   | 76  |
| 4.2.1   | Revisionen.....   | 76  |
| 4.2.2   | Neurologische Defizite und postoperative neu aufgetretene<br>Schmerzen.....                         | 77  |
| 4.2.3   | Wundheilungsstörungen.....  | 78  |
| 4.3     | Strahlenbelastung .....   | 79  |
| 5       | Diskussion.....   | 81  |
| 5.1     | Auffälligkeiten und Probleme .....  | 81  |
| 5.1.1   | Vergleich zwischen Draht- und Schraubenposition .....   | 81  |
| 5.1.2   | Auswirkungen von zu kurz eingebrachten Kirschner-Drähten .....                                      | 82  |
| 5.1.3   | Intraoperativ erkennbare Fehllagen .....  | 83  |
| 5.1.4   | Verschlechterung der Drahtposition durch Lage-veränderung von<br>Seiten des Operateurs.....         | 83  |
| 5.1.5   | Übereinstimmung von Draht- und Schrauben-position .....   | 85  |
| 5.1.6   | Unbefriedigend liegende Schrauben / postoperative Fehllagen .....                                   | 86  |
| 5.1.7   | Auswertbarkeit von 3D-Scans mit Schraube.....   | 88  |
| 5.2     | Verbesserung der Schraubenposition durch intra- operative<br>Reposition des Kirschner-Drahtes ..... | 89  |
| 5.3     | Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien .....  | 91  |
| 5.3.1   | Schraubenlage .....   | 91  |
| 5.3.2   | Strahlenexposition.....   | 104 |
| 5.4     | Limitationen .....  | 106 |
| 5.5     | Resümee.....  | 107 |
| 6       | Zusammenfassung .....   | 109 |

|          |                                    |            |
|----------|------------------------------------|------------|
| <b>7</b> | <b>Literaturverzeichnis.....</b>   | <b>110</b> |
| <b>8</b> | <b>Abbildungsverzeichnis .....</b> | <b>120</b> |

## Abkürzungsverzeichnis

|       |  |
|-------|--|
| ALIF  | <b>A</b> nterior <b>L</b> umbal <b>I</b> nterbody <b>F</b> usion (Ventrale Lumbalwirbelfusion)   |
| BSP   | <b>B</b> andscheibenprolaps  |
| CD    | <b>C</b> otrel <b>D</b> ubousset   |
| CT    | <b>C</b> omputer <b>T</b> omographie   |
| d-r   | <b>d</b> ynamisch- <b>r</b> igide  |
| EZ    | <b>E</b> lastische <b>Z</b> one  |
| FDA   | <b>U.S. F</b> ood and <b>D</b> rug <b>A</b> dministration (Behörde für Lebensmittelkontrolle und Arzneimittelzulassung der USA)        |
| FSU   | <b>F</b> unctional <b>S</b> pine <b>U</b> nit (Junghanssches Bewegungssegment)   |
| NZ    | <b>N</b> eutrale <b>Z</b> one  |
| OP    | <b>O</b> peration  |
| p     | <b>S</b> ignifikanzgrenze  |
| PEEK  | <b>P</b> oly- <b>E</b> ther- <b>E</b> ther- <b>K</b> eton  |
| PLIF  | <b>P</b> osterior <b>L</b> umbal <b>I</b> nterbody <b>F</b> usion (Dorsale Lumbalwirbelfusion)   |
| PZ    | <b>P</b> lastische <b>Z</b> one  |
| r-d   | <b>r</b> igide- <b>d</b> ynamisch  |
| ROM   | <b>R</b> ange <b>o</b> f <b>M</b> otion (Bewegungsspielraum)   |
| RSNA  | <b>R</b> adiological <b>S</b> ociety of <b>N</b> orth <b>A</b> merica (Radiologische Gesellschaft von Nordamerika)                     |
| TLIF  | <b>T</b> ransforaminal <b>L</b> umbal <b>I</b> nterbody <b>F</b> usion (Transforaminale Lumbalwirbelfusion)                            |
| TPLIF | <b>T</b> ransforaminal <b>P</b> osterior <b>L</b> umbal <b>I</b> nterbody <b>F</b> usion (Tansforaminal-posteriore Lumbalwirbelfusion) |
| TSRH  | <b>T</b> exas <b>S</b> cottish <b>R</b> ite <b>H</b> ospital   |
| VRT   | <b>V</b> olume <b>R</b> endering <b>T</b> echnique   |
| VSF   | <b>V</b> ermont <b>S</b> pinal <b>F</b> ixator   |
| VSP   | <b>V</b> ariable <b>S</b> crew <b>P</b> lacement ( <b>V</b> ariable <b>S</b> chrauben <b>P</b> latzierung)                             |
| 2D    | zweidimensional  |
| 3D    | dreidimensional  |

# 1. Einleitung

## 1.1 Herleitung der Aufgabe

Degenerative Veränderungen, angeborene oder traumatische Instabilitäten an der Wirbelsäule führen im Verlauf häufig zur Notwendigkeit der Stabilisierung mittels eines implantierten Fixierungssystems. Die dorsale Stabilisierung der Wirbelsäule mit Hilfe transpedikulär eingebrachter Schrauben ist eine heutzutage gängige Methode zur Stabilisierung bzw. Versteifung von betroffenen Wirbelsäulenabschnitten. Sie kommt sowohl bei angeborenen Wirbelsäulendeformitäten als auch bei, durch Entzündungen, degenerative Prozesse, Tumoren oder Frakturen hervorgerufenen Instabilitäten zum Einsatz.

Ein zentraler Faktor hinsichtlich der biomechanischen Belastbarkeit sowie der Komplikationsrate ist die korrekte Platzierung dieser transpedikulär eingebrachten Schrauben. Sie ist, neben der Auswahl des passenden Implantatsystems, entscheidend für den Langzeiterfolg der Stabilisierung.

Zur intraoperativen Bestimmung der korrekten intrapedikulären Schraubenposition werden je nach Land und Ausstattung des Krankenhauses unterschiedliche Verfahren angewandt.

Die am längsten praktizierte Methode ist die „Free - Hand - Technik“, bei der die Schrauben anhand anatomischer Landmarken eingebracht werden. Die Lage im Pedikel lässt sich dabei mit Hilfe eines Pedikelfühlers austasten. Ein weiteres Verfahren ist die Verwendung lateraler Fluoroskopie zur Lagekontrolle eines eingebrachten Kirschnerdrahtes oder der Pedikelschraube. Seit einigen Jahren besteht zusätzlich die Möglichkeit die Draht- oder Schraubenposition mittels 3D - Fluoroskopie intraoperativ zu verifizieren. Die neueste Entwicklung stellt die intraoperative Navigation des Eingriffs mithilfe der CT - oder 3D – Fluoroskopie dar. Die navigierte Schraubenplatzierung ist jedoch mit

großem technischem und finanziellem Aufwand verbunden und steht daher nur in großen Kliniken zur Verfügung.

In unserer Studie wurde auf navigierte Verfahren verzichtet, um die Möglichkeiten und eventuellen Vorteile der intraoperativen 3D Rekonstruktion zu zeigen und um die Fehllagenquoten der eingebrachten Schrauben mit denen anderer Techniken zu vergleichen. Wir wollen validieren und überprüfen, ob die kanülierte transpedikuläre dorsale Stabilisierung unter Verwendung intraoperativer 3D-fluoroskopischer Lagekontrolle ein sicheres und effektives Verfahren darstellt.

## **1.2 Grundlagen der Wirbelsäulen-anatomie und Biomechanik**

### **1.2.1 Aufgaben der Wirbelsäule**

Die Aufgaben der Wirbelsäule sind sehr komplex und für unser alltägliches Leben äußerst wichtig.

- Wirbelkörper und Wirbelbögen bilden einen Kanal, in dem sich das Rückenmark und die segmental abgehenden Nervenwurzeln befinden. Dadurch werden die neuralen Strukturen vor mechanischen Einflüssen geschützt.
- Die Wirbelsäule überträgt statische und dämpft dynamische Kräfte, welche auf Kopf und Rumpf einwirken.
- Durch sie wird unsere aufrechte Haltung ermöglicht
- Die Wirbelsäule kann Dreh-, Streck und Beugebewegungen durchführen und ermöglicht so eine gute Beweglichkeit zwischen den einzelnen Körperabschnitten. (10, Seite 25-29; 118, Seite 75)

### **1.2.2 Aufbau der Wirbelsäule**

Die Wirbelsäule ist ein komplexes System bestehend aus den einzelnen Wirbeln, den dazwischen liegenden Bandscheiben, dem Bandapparat sowie der Muskulatur. Da die Belastung von kranial nach kaudal zunimmt, wird die Auflagefläche der Wirbelkörper ebenfalls größer. Sie lässt sich in die Halswirbelsäule (C1 - C7), die Brustwirbelsäule (Th1 - Th12), die Lendenwirbelsäule (L1 - L5), das Kreuzbein (S1 - S5), sowie das aus vier bis fünf rudimentären Wirbeln bestehende Steißbein gliedern. Von frontal betrachtet



erscheint die Wirbelsäule gerade und symmetrisch. In der Sagittalebene, also Seitenansicht, weist sie den für sie charakteristischen S-förmig gekrümmten Verlauf auf (Abbildung 1, 2). Dieser wird durch die Hals- und Lendenlordose sowie die Brust- und Sakralkyphose hervorgerufen.(20; 10, Seite 25-29; 118, Seite 75-82)

Die kleinste funktionale Einheit der Wirbelsäule wird als Bewegungssegment (FSU) bezeichnet (Abbildung 6). Dieses besteht aus zwei Wirbeln, der zwischen ihnen liegenden Bandscheibe sowie den sie verbindenden Bändern.(22, Seite 3; 118, Seite 75-82)

Abbildung 1:  
Wirbelsäule von frontal

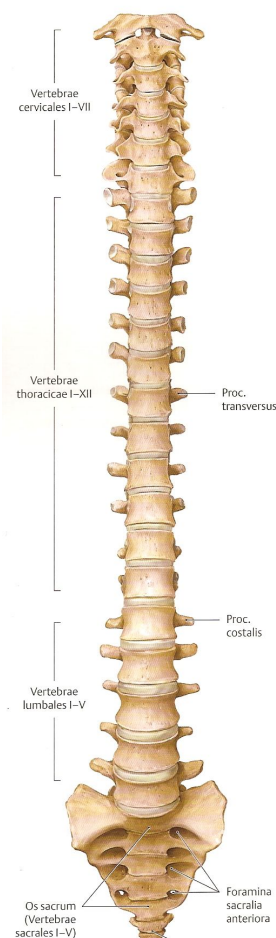
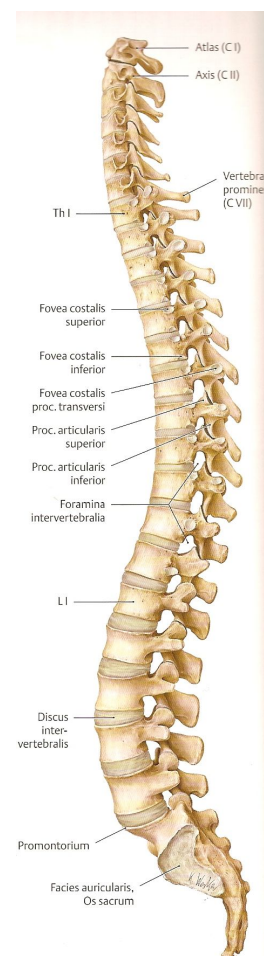


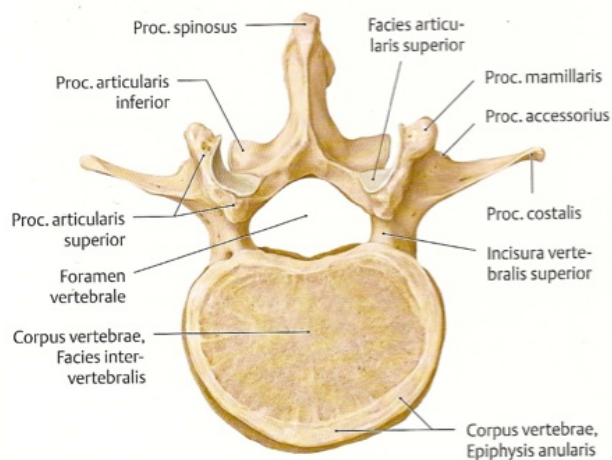
Abbildung 2:  
Wirbelsäule von sagittal



## Der Wirbel (Vertebra)

Mit Ausnahme des ersten Halswirbels setzen sich alle Wirbel aus einem ventralen Anteil, dem Wirbelkörper, und einem dorsalen Anteil, dem Wirbelbogen zusammen (Abbildung 3). Die beiden Anteile des Wirbels bilden das Wirbelloch oder den Spinalkanal, in welchem die neuralen Strukturen verlaufen. Hauptbestandteile des Wirbelbogens, an dem auch die Fortsätze (Processus spinosus, Processus transversus, Processus costalis), sowie im Brustbereich die Rippen, ihren Ursprung haben, sind die Pedikel, die Wirbelplatte sowie die Facettengelenke. Die für jede Region spezifische Ausbildung des Wirbelbogens und seine räumliche Orientierung sind maßgeblich für die Bewegungscharakteristik der einzelnen Segmente verantwortlich. (24, Seite 1-3; 118, Seite 77-78)

Abbildung 3: Wirbelkörper L2 von kranial



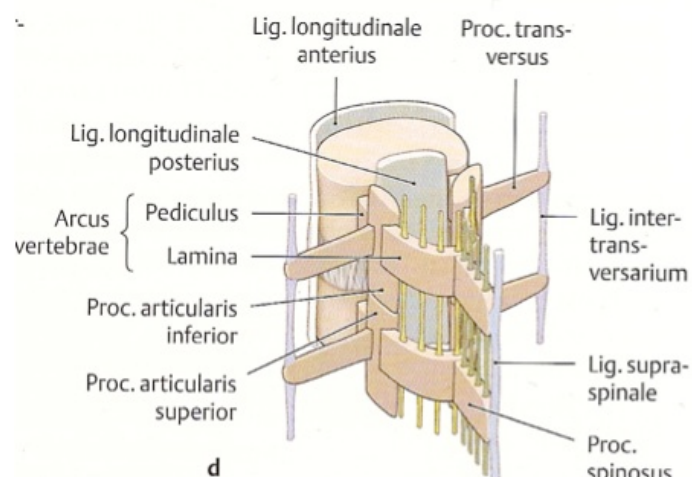
## Die Bandscheibe (Discus intervertebralis)

Die Bandscheibe lässt sich in zwei Teile gliedern. Dem gallertartigen Kern, Nucleus pulposus, und dem diesen umgebenden Annulus fibrosus. Der Annulus fibrosus, welcher aus kollagenen Bindegewebsfasern besteht, heftet den benachbarten Wirbelkörpern an. Hauptaufgabe der Bandscheibe ist das Dämpfen stoßartiger Belastungen sowie die homogene Kraftverteilung auf die benachbarten Wirbelkörper. (25, Seite 1-2; 118, Seite 78-80)

## Die Bänder (Ligamente)

Entlang der Wirbelsäule verläuft eine Vielzahl von Bändern. Die sieben Hauptbänder lassen sich in die Wirbelkörperbänder (Ligamentum longitudinale anterius und posterius) und die Wirbelbogenbänder (Ligamenti flava, Ligamenti interspinalia, Ligamentum supraspinale, Ligamentum nuchae und Ligamenti intertransversaria) einteilen (Abbildung 4). Die Wirbelkörperbänder sind mit dem Annulus fibrosus verbunden und stärken diesen. Bei Belastungssituationen wird stets eine Kombination mehrerer Bänder belastet. Der Bandapparat limitiert die Wirbelsäulenbewegung bei physiologischer Belastung, ohne das natürliche Bewegungsspektrum einzuschränken. Durch die Beschränkung der Wirbelsäulenbewegung schützt der Bandapparat die Wirbelsäule bei Überbelastung vor Verletzung. (21, Seite 1-3; 118, Seite 80-81)

Abbildung 4: Bandapparat der Wirbelsäule



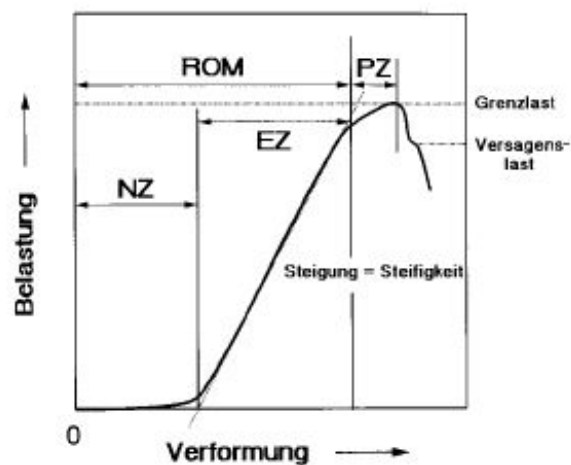
### **Die Muskulatur**

Die Muskulatur, welche im Rahmen der Wirbelsäulenstabilisierung und -bewegung aktiv wird, ist sehr umfangreich. Eine Vielzahl von Muskelgruppen, welche zusammen ein komplexes, im Gleichgewicht stehendes muskuläres System bilden, sind an den Bewegungsabläufen beteiligt. Das Gleichgewicht wird dabei durch gegenläufig arbeitende Muskeln, Agonisten und Antagonisten aufrecht gehalten. Dabei kann jeder Muskel, je nach Bewegung Agonist oder Antagonist sein. Die bedeutendste Rolle spielt dabei die autochthone Rückenmuskulatur. Diese ist bilateral der Wirbelsäule angelegt, von der Fascia thoracolumbalis umschlossen und wird von den Rami posteriores der Spinalnerven innerviert. Ihre Hauptfunktion besteht im Aufrichten und Stabilisieren der Wirbelsäule. (23, Seite 1-2; 118, Seite 81-83)

### **1.2.3 Bewegung der Wirbelsäule**

Grundlage der Bewegung ist eine komplexe Interaktion von Nerven und Muskulatur (Abbildung 5). Die Bewegungsbreite innerhalb der einzelnen Segmente variiert stark und wird als ROM (Range of Motion) bezeichnet. Sie wird limitiert durch Form und Lage der Facettengelenke, die Bandscheibe, den Bandapparat sowie die an der Bewegung beteiligten Muskeln. Die ROM kann in eine neutrale Zone (NZ), in der Bewegungen bei minimaler Kraft stattfinden und in eine elastische Zone (EZ) unterteilt werden. Wird die ROM, also das physiologische Bewegungsspektrum, überschritten, kommt es zu bleibenden Schäden an der Wirbelsäule. Dieser Bereich wird als plastische Zone (PZ) bezeichnet. (10, Seite 28-29; 118, Seite 83-89)

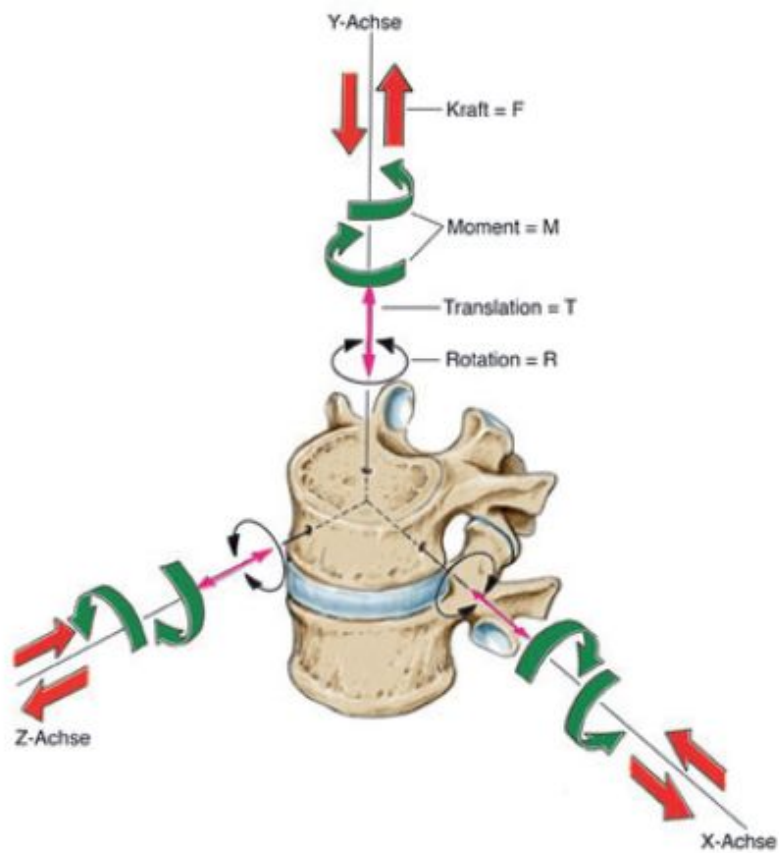
Abbildung 5:  
Last-Deformationskurve der Wirbelsäule



- EZ: Elastische Zone
- NZ: Neutrale Zone
- PZ: Plastische Zone
- ROM: Range of motion

Die Bewegung der Wirbelsäule findet immer koordiniert in mehreren Segmenten statt. Wobei die Einzelbewegungen relativ gering sind und erst durch Summation zu einem Bewegungsablauf oder Bewegungsausschlag führen. Flexions- / Extensionsbewegungen, Rechts- / Linksneigung und Rechts- / Linksdrehung sind so möglich. Dabei setzen, unabhängig von der Art der Belastung, drei Kräfte und drei Momente an der Wirbelsäule an (Abbildung 6).(22, Seite 3-6; 118, Seite 84-85)

Abbildung 6: Lastkomponenten an der FSU



## **1.3 Fusionstechnik**

Wirbelfusion ist der Vorgang der Verbindung benachbarter Wirbel. Ziel ist der Erhalt oder die Wiederherstellung der Höhe des Intervertebralraums und der Lordose.(32, Seite 4-5)

Um diese Ziel zu erreichen und ein dauerhaft stabiles Ergebnis zu gewährleisten gibt es unterschiedliche Techniken. Die dorsale und die anteriore Fusion. Bei der anterioren Fusion wird nach Ausräumen des Intervertebralraums Knochen, Knochenersatzmaterial und / oder ein Cage eingebracht. Bei der dorsalen Fusion können transpedikulär eingebrachte Schrauben verwendet werden. Außerdem besteht die Möglichkeit der dorso-lateralen Spondylodese. Dabei werden die Facettengelenke entfernt und Knochen entlang der Processi transversi angelagert. Eine Kombination der anterioren und der dorsalen Technik ist ebenfalls möglich. Diese Verfahren, welches als dorso-ventrale Stabilisierung bezeichnet wird, kam in unserer Studie zum Einsatz.

### **1.3.1 Geschichte der dorsalen Wirbelsäulenstabilisierung**

Die erste beschriebene interne Fixierung von Wirbelsäulensegmenten wurde von Wilkins im Jahr 1888 durchgeführt. Wilkins, der als Captain der amerikanischen Armee, Anwalt, Redner sowie Professor der Medizin am „College of Physicans“, Kansas City, Kansas, bekannt war, führte den Eingriff an einem sechs Tage alten Kind, welches eine Fraktur und Dislokation des zwölften Brustwirbels sowie des ersten Lendenwirbels erlitten hatte, durch. Zur Stabilisierung verwendete er Silberdraht, mit welchem er die Pedikel der betroffenen Wirbel, sowie die der kranial und kaudal angrenzenden Wirbel umwickelte und somit eine Verbindung schuf. Drei Jahre später führte, der nach Texas ausgewanderte, deutschstämmige Arzt Harda die Stabilisierung einer zervikalen Wirbelsäulenfraktur durch. Auch er verwendete eine Draht-Schlingen-Technik. Im

Unterschied zu Wilkins setzte er an den Processi spinosi an. 1910 wurden erstmals Stäbe zur Stabilisierung von Wirbelsäulenfrakturen eingesetzt. Sigmund Lang implantierte diese längs der Wirbelsäule. Anschließend fixierte er die Stäbe an den Processi spinosi. Von der initialen Verwendung von Seide als Verbindungsmaterial kam er bald ab und setzte fortan Silberdraht zum Umschlingen ein.(66)

Im Folgejahr machten Albee und Hibbs in New York mit neuen, einander ähnelnden Methoden, auf sich aufmerksam. Beide führten eine Spaltung der Processi spinosi durch und implantierten in die so geschaffene Kavität autogenen Tibia - Knochen. So schufen sie einen kontinuierlichen posterioren Knochenkamm. Das Verfahren von Hibbs sollte sich in der Folgezeit zum Standardverfahren zur Therapie von Skoliose entwickeln. (66)

Die im Jahr 1929 veröffentlichten Studien von Steindler bremsen die Euphorie. Steindler hatte Nachuntersuchungen an Patienten, welche mit der Technik nach Albee und Hibbs operiert wurden, durchgeführt. Die Resultate der Wirbelkörperfusion waren so schlecht, dass er zur physiotherapeutischen Skoliose-therapie zurückkehrte. Eine von der „American Orthopedic Association“ veröffentlichte Studie aus dem Jahr 1941 bestätigte Steindlers Resultate. Die „American Orthopedic Association“ konnte bei 214 Patienten mit idiopathischer Skoliose nach operativer Therapie entsprechend Hibbs und Albee nur bei 31 Patienten gute oder exzellente Ergebnisse feststellen. (66)

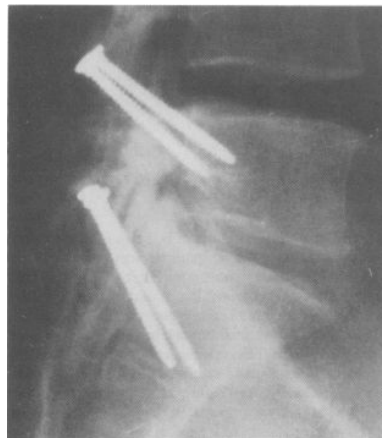
1944 wurden in Amerika erstmals Schrauben in die Wirbelsäule gesetzt. King verwendete Metallschrauben mit einer Länge von 1,91 Zentimeter bei Frauen und 2,54 Zentimeter bei Männern, welche er an den Facettengelenken inserierte und so eine Facettgelenksfusion bewirkte.(31, Seite 127; 66) Mehrere unabhängige Studien testierten dem Verfahren allerdings eine hohe Komplikationsrate.(74) Bosworth machte, in seiner 1957 veröffentlichten Studie, vor allem die Problematik der korrekten Schraubenplatzierung für die schlechten Resultate verantwortlich. (31, Seite 127)



1953 publizierten Holdsworth und Hardy über die Therapie thorakolumbalen Frakturen durch Versorgung mit posterioren Platten, welche an den Processi spinosi fixiert wurden. Die Fixierung sollte über einen Zeitraum von acht bis zwölf Wochen Stabilität gewährleisten und so dem Knochen ausreichend Zeit zur Heilung geben.(70, Seite 183-185)

Eine Weiterentwicklung der von King angewandten Technik wurde 1959 in Kanada von Boucher publiziert.(66) Boucher verwendete 3,81 bis 5,08 Zentimeter lange Stahlschrauben, welche er durch die Pedikel schraubte (Abbildung 7). So erzielte er einen verbesserten Halt sowie eine Zunahme der Stabilität. Bei der von ihm durchgeführten Studie traten unter 160 Patienten, bei denen ein Segment stabilisiert wurde, keine Materialfehler auf. Unter 14 Patienten, bei denen mehrere Segmente stabilisiert wurden, traten zwei Schraubenbrüche auf. Bei zwei Patienten (1,1 %) kam es zu Nervenläsionen. (31, Seite 127-128)

Abbildung 7:  
Schraubenlage nach Boucher



1960 veröffentlichte Harrington (Abbildung 8) seine Arbeit über dorsale Wirbelsäulenversteifungsoperationen. Er hatte 1953 begonnen an Skoliose - Patienten Versteifungsoperationen mit Facettgelenksschrauben durchzuführen, modifizierte diese Technik jedoch im Laufe der Folgejahre, bis er schließlich zur so genannten „Hook & Rod Fixation“ kam.(102, Seite 2) Bei diesem Verfahren wurde die Stabilisierung durch dorsal

eingebraachte Stäbe, welche mit Haken an der Wirbelsäule fixiert wurden, erzielt. Zur Fusion der Segmente und zur Steigerung der Stabilität brachte Harrington zusätzlich Knochenmaterial ein. Postoperativ mussten die Patienten für sechs Monate ein Stützkorsett tragen.(102, Seite 2) Harrington hatte damit großen Erfolg, die Pseudarthrose rate sank um 15 % und das Verfahren wurde zur neuen Standardtherapie bei Skoliose.(66) Später kam das Verfahren auch zur Therapie anderer Wirbelsäulenerkrankungen zur Anwendung. So zum Beispiel bei Frakturen, degenerativen Erkrankungen und auch bei Tumoren.

Abbildung 8:  
Harrington P.R.



Ungeachtet des Erfolges, den Harrington mit dem „Hook & Rod“ - System hatte, traten jedoch auch Probleme und Komplikationen auf. Die Rotationssicherheit bzw. Stabilität am thorakolumbalen Übergang war nicht gegeben, und die Wiederherstellung der physiologischen lumbalen Lordose war nicht möglich, was in einigen Fällen zum so genannten „flatback syndrome“ führte.(40; 102, Seite 2) Als Nachteil ist auch die Notwendigkeit der Verblockung von mindestens fünf Segmenten zu sehen.(31, Seite 127-129) In Langzeitstudien kam es zudem zu Haken- und Stablockerung sowie zu Folgefrakturen und Duraläsionen.(102, Seite 2)

1966 publizierte Roaf, Professor der orthopädischen Chirurgie an der Universität von Liverpool, England, einen Artikel über Skoliose und stellte darin den „detorsion bar“ zur Korrektur dieser vor.(66) Roaf hatte in vielen Ländern (Ägypten, Brasilien, Indien, Irak, Libyen, Kuba, Malaysia, Nepal, Singapur, Sri Lanka, den Vereinigten Staaten von Amerika und der UdSSR) gearbeitet und dabei Erfahrungen über Wirbelsäulenerkrankungen und deren Therapie zusammen getragen.(12, Seite 1-10) Der „detorsion bar“ bestand aus Platten und Haken und wurde zweizeitig im Abstand von drei bis vier Wochen implantiert. (91, Seite 272-273)

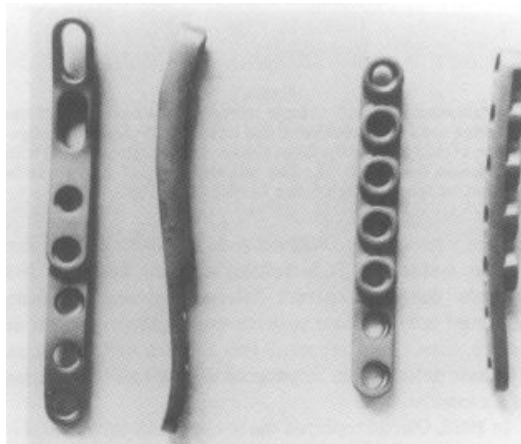
1970 wurde die Grundlage der Pedikelschraubentechnik gelegt.(31, Seite 129)

Roy Camille (Abbildung 9), der zu diesem Zeitpunkt am „Hôpital Raymond Ponticaré“ in Garche, Frankreich, tätig war, stellte seine überragenden Ergebnisse bei der transpedikulären Stabilisierung im lumbosakralen Bereich vor. Seine Erfolgsrate betrug nahezu 100%.(31, Seite 129; 93, Seite 1449-1450) Sieben Jahre zuvor hatte er erstmals eine, damals 17jährige Patientin, mit Dislokation und Instabilität des vierten und fünften Lendenwirbels transpedikulär stabilisiert. Dazu hatte er Scherman-Platten und Stahlschrauben verwendet.(93, Seite 1449) Im Laufe der folgenden Jahre hatte er seine Technik immer weiter perfektioniert. So verwendete er schließlich Platten (Abbildung 10), deren Design anhand anatomischer Studien entwickelt wurden und Pedikelschrauben mit einem Durchmesser von 4,5 Millimeter. Zur zusätzlichen Stabilisierung platzierte er in manchen Fällen weitere, im Durchmesser kleinere, Schrauben an den Facettgelenken.(31, Seite 129) Sein Verfahren, welches er ursprünglich zur Stabilisierung von Frakturen entwickelt hatte, erwies sich als äußerst vielseitig. Mit der Zeit kamen weitere Indikationen, wie Pseudarthrose, Tumoren, Spondylolisthese und Instabilität durch degenerative Wirbelsäulenerkrankungen hinzu.(74)

Abbildung 9:  
Roy Camille



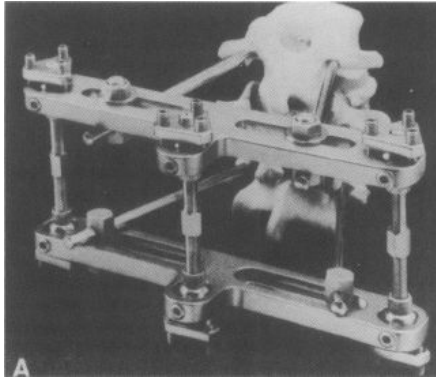
Abbildung 10: Platten von Roy Camille



Sechs Jahre später stellte der Franzose Louis zusammen mit Marcesa eine Modifikation der von Roy Camille eingeführten Technik vor, welche eine verbesserte transpedikuläre Stabilisierung im lumbosakralen Bereich gewährleistete. In einer 1986 veröffentlichten Studie, welche 455 Patienten umfasste, testierte Louis eine Fusionsrate von 97,4 % bei posteriolateraler sowie eine Fusionsrate von 100 % bei 360° Stabilisierung.(31, Seite 129; 74)

Im selben Jahr wurde von Luque, in Mexiko, ein weiteres Verfahren zur dorsalen Wirbelsäulenstabilisierung publiziert. Bei der Luque - Technik wurden Stäbe parallel zur Wirbelsäule eingebracht. Um einen rigiden Verbund zwischen Wirbelkörper und Stab zu gewährleisten, wurden anschließend Drähte durch den Wirbelkanal hindurch und um den Stab geschlungen.(4, Seite 3; 31, Seite 132) Pro Segment waren 16 bis 18 Windungen erforderlich. Vorteilhaft war, dass das Tragen eines Stützkorsetts nur in Ausnahmefällen erforderlich war.(102, Seite 3) Von Nachteil war das hohe Risiko von Nervläsionen, was sich auch in der hohen neurologischen Komplikationsrate widerspiegelte. Postoperative Dysästhesie trat bei 10 % aller Patienten auf. Außerdem kam es zu Ischämien innerhalb des Wirbelkanals und zu Paraplegien. Trat bei Patienten postoperativ eine Paraplegie auf, wurde die eingebrachte Konstruktion unverzüglich wieder entfernt.(4, Seite 3; 89, Seite 198-203; 102, Seite 3)

Abbildung 11: Fixateur externe

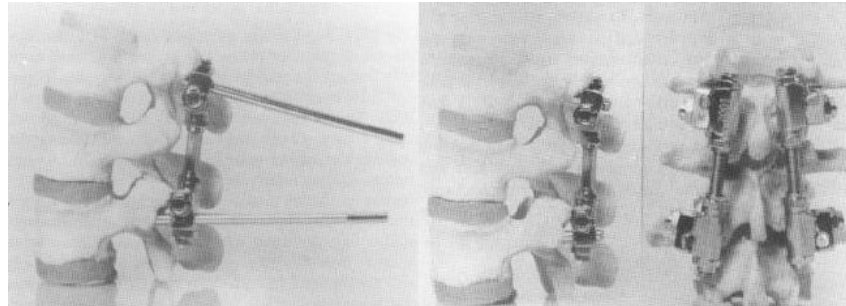


1977 stellte Professor Magerl in St. Gallen, Schweiz, den „fixateur externe“ (Abbildung 11) vor. Bei seinem Verfahren wurden pro Wirbelkörper zwei Schanz-Schrauben transpedikulär eingebracht. Nach Wundverschluss wurde über die aus dem

Patienten ragenden Schraubenenden der „fixateur externe“ gesetzt und anschließend festgezogen und so zu einem rigidem System vervollständigt. Neben dem Fixieren in Neutralposition war es auch möglich eine Kompression oder Distraction herbeizuführen.

Dick stellte wenige Jahre später eine Weiterentwicklung des „fixateur externe“ vor, welche für den Patienten angenehmer zu tragen und außerdem variabler war. Das von ihm als „fixateur interne“ bezeichnete Gerät (Abbildung 12) basiert ebenfalls auf transpedikulär lokalisierten Schanz - Schrauben (Durchmesser 5 mm), welche dann mit Klammern an Stäben (Durchmesser 7 mm) fixiert wurden. Mit diesem System konnten Kompression, Distraction, Kyphose, Lordose und Rotation durchgeführt werden. Bio-mechanische Versuche testiertem dem „fixateur interne“ zudem eine erhöhte Rigidität im Vergleich zum „fixateur externe“. (31, Seite 130)

Abbildung 12: Fixateur interne

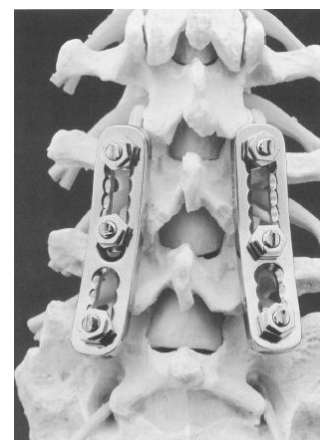


Nach dem Vorbild von Roy Camille und Louis sind einige Verfahren, die zur Stabilisierung der Wirbelsäulensegmenten, Platten in Kombination mit transpedikulären Schrauben verwendeten, entstanden.

Müller publizierte 1979 den Einsatz von dynamischen Kompressionsplatten (AO - DCP), die ursprünglich für die Versorgung von Tibia - Frakturen entwickelt wurden, zur dorsalen transpedikulären Stabilisierung. Er erzielte mit diesem semirigiden System eine Fusionsrate von 72 %.(31, Seite 131)

1982 führte Dr. Steffee in Cleveland, Ohio, das VSP - System (Variable Screw Placement) ein. Das System verwendet Platten mit Schraubeninsertionsschlitzen anstelle gelochter Platten (Abbildung 13). Dadurch wurde das Einbringen von Pedikelschrauben, besonders beim Verblocken mehrerer Segmente, erleichtert. Steffee stellte im Rahmen seiner Forschungen außerdem fest, dass die Verwendung der größtmöglichen Pedikelschraube einen positiven Effekt auf die Stabilität des Implantats hatte und dass die Platten dem physiologischen Verlauf der Wirbelsäule folgen sollten.(31, Seite 131)

Abbildung 13:  
VSP-System



Auch Luque entwickelte im Laufe der 80'er Jahre neue Verfahren. 1986 publizierte er ein Verfahren, bei dem transpedikulär eingebrachte Schrauben mit Draht um Luque - Stäbe gebunden wurden. Zwei Jahre später stellte er ein semirigides System vor, welches auf kanülierten Pedikelschrauben und mit Schraubeninsertionsschlitzen versehenen Platten basierte.(31, Seite 132)

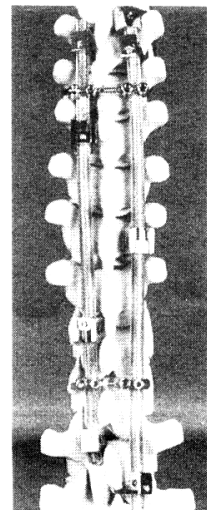
Zwischen 1980 und 1990 sind mehrere Systeme auf den Markt gekommen, die darauf basieren Stäbe, welche zuvor der individuellen Wirbelsäulenkontur angepasst wurden, mit Haken oder Pedikelschrauben an den Wirbelkörpern zu fixieren. Dazu gehören das CD – System (Abbildung 14), das ISOLA -System und auch das „TSRH spinal fixation system“. Sie alle wurden primär zur Behandlung von Deformitäten entwickelt. (41, Seite 2)

Das CD - System wurde 1984 von Dr. Cotrel und Prof. Dubousset, in Frankreich vorgestellt. Es ermöglicht anstelle der Verwendung von Haken auch das Einbringen von Pedikelschrauben. (4, Seite 4; 41, Seite 2; 89, Seite 209-217; 66; 74)

Das im Folgejahr vorgestellte ISOLA - System, der Firma DePuy Spine, bietet unterschiedliche Varianten zur Behandlung von Kindern und Erwachsenen an. Die Implantate sind sowohl in Stahl, als auch in Titan erhältlich. Zum Fixieren der Stäbe an den Wirbelkörpern steht hier neben Haken und Pedikelschrauben auch die sublaminäre Draht - Schnürung zur Wahl.(41, Seite 2; 64, Seite 636-637)

1987 wurde das „TRSH spinal fixation system“ von Medtronic auf den Markt gebracht. Es wurde in Zusammenarbeit mit dem „Texas Scottish Rite Hospital“ (Dallas, Texas), einer auf die Therapie von Wirbelsäulendeformitäten spezialisierten Kinderklinik, entwickelt. Im Unterschied zum CD- und ISOLA - System stehen beim TSRH - System ausschließlich

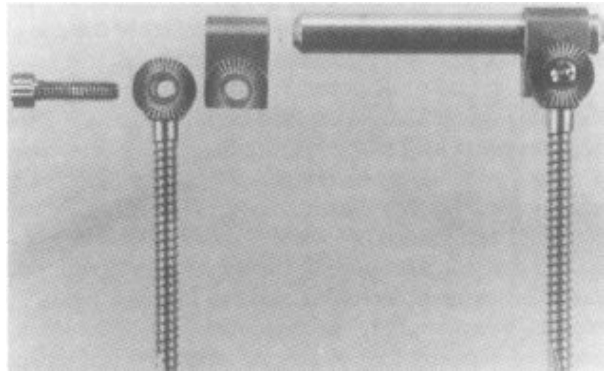
Abbildung 14:  
CD-System



Pedikelschrauben zur Verfügung. Diese werden über eine gelenkige, seitliche Klemme mit den Stäben verbunden.(64, Seite 842; 50, Seite 1)

Krag, Professor der Orthopädie, an der Universität von Vermont publizierte 1986 über den „Vermont spinal fixator“ (VSF, Abbildung 15). Krag verwendete bei seinem Verfahren transpedikulär eingebrachte Schanz-

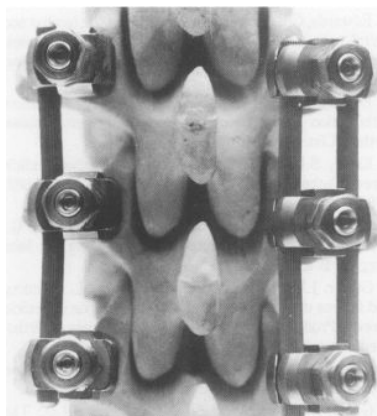
Abbildung 15: Vermont Spinal Fixator



Schrauben, an deren Köpfen er Gelenkklammern anbrachte. Über diese Gelenkklammern schaffte er schließlich eine Verbindung zu Stäben und damit eine rigide Stabilisierung.(31, Seite 132-133)

Ebenfalls in den 80'er Jahren stellte Dr. Wiltse, Gründer der „North American Spine Institution“, ein eigenes Verfahren zur dorsalen Wirbelsäulenstabilisierung vor (Abbildung 16) . Er verwendete Pedikelschrauben, auf deren Köpfen Sattelklammern angebracht waren. An diesen Klammern konnten, nachdem die Schrauben eingeschraubt wurden, ein oder zwei Stäbe je Seite fixiert werden.(31, Seite 133)

Abbildung 16: Wiltse-System



Der Hauptunterschied zwischen den vielen im Laufe der 80'er Jahre aufgekommenen Systemen, von denen nur eine Auswahl vorgestellt



wurde, liegt in der Art der Verbindung des Halteelements (Haken oder Schraube) mit den Stäben. Seither sind noch eine Vielzahl von Systemen hinzugekommen, die sich im Detail unterscheiden, jedoch im Grundaufbau auf den „fixateur interne“ von Dick zurückzuführen sind.

### **1.3.2 Anteriore Fusionstechnik**

Bei der anterioren Fusionstechnik erfolgt der Zugang von ventral, lateral, transforaminal oder dorsal. Die Bandscheibe wird je nach Technik partiell oder vollständig entfernt und ein Cage in den Intervertebralraum eingebracht. Dadurch wird eine rigide Verbindung der Wirbelkörper erzielt. Um die Stabilität der Verbindung zu erhöhen ist auch eine Kombination mit der dorsalen Fusionstechnik möglich. Diese Verfahren nennt sich 360° Stabilisierung oder dorso-ventrale Stabilisierung und kam wie in Kapitel 1.3 erwähnt in unserer Studie zum Einsatz.

#### **1.3.2.1 Geschichte der anterioren Fusionstechnik**

Bis in die 80'er Jahre des vergangenen Jahrhunderts wurde dazu hauptsächlich autogener Beckenkamm verwendet. Dieses Verfahren wies jedoch, neben den Risiken und Komplikationen der Entnahme eines kortikospongiösen Knochenspanns am Beckenkamm, weitere Nachteile auf. Je nach Form des Implantates bestand ein hohes Sinterungs- und Dislokationsrisiko und die auf lange Sicht erzielte Höhe des Intervertebralraums war nur schwer vorherzusagen. Um diesen Risiken aus dem Wege zu gehen wurden Cages entwickelt.

Dabei handelt es sich um käfigartige Implantate, die eine Reihe besonderer Designmerkmale aufweisen. Um Sinterung vorzubeugen

und die intervertebralen Höhe zu sichern, haben sie eine große Kontaktfläche zu den Wirbelkörpern. Die Cageoberfläche ist rau beziehungsweise gezackt, um das Implantat an seiner Position zwischen den Wirbelkörpern zu halten. So können Cages eine ausreichende Primärstabilität im Intervertebralraum schaffen. Dadurch ist eine schnellere postoperative Mobilisierung des Patienten möglich. Um eine gute Sekundärstabilität zu erzielen sind Cages mit einer Vielzahl von Perforationen und Hohlräumen versehen. In diese kann Knochen- oder Knochenersatzmaterial eingebracht werden, um eine gute knöcherne Durchbauung zu gewährleisten.(32, Seite 6-7; 63, Seite 9-10)

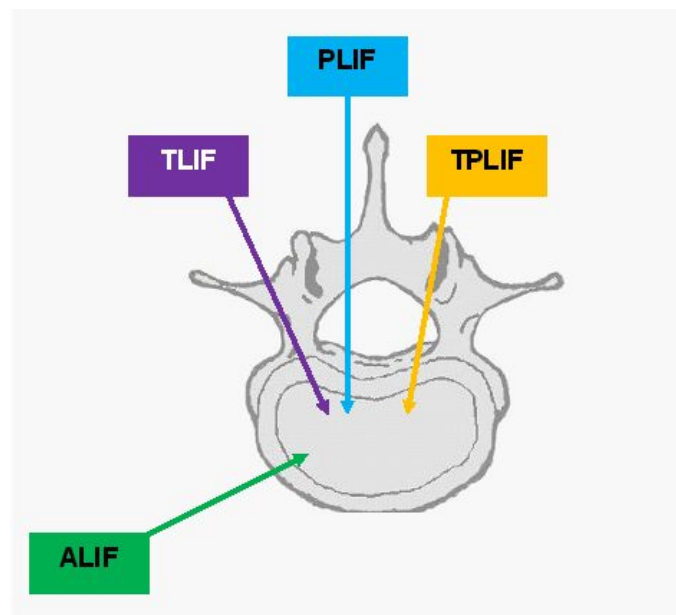
1986 verwendete Professor Jürgen Harms erstmals metallische intervertebrale Implantate, die er mit autologer Spongiosa augmentierte.(32, Seite 6)

1988 präsentierte Doktor George William Bagby einen schraubenförmigen Stahlcage zur lumbalen Wirbelkörperfusion. Zuvor hatte er mit dem Veterinär Grant mehrjährige Studien an Pferden durchgeführt und die dabei gewonnenen Erkenntnisse dann zusammen mit Stephen D. Kuslich auf die Anwendung am Menschen abgestimmt. Das Bagby - Kuslich - System sah das Aufbohren des Intervertebralraums vor, um Platz zum Einsetzen zweier, mit autologer Spongiosa gefüllter Cages zu schaffen. Die Cages, welche im Durchmesser größer als die Vorbohrung waren, wurden anschließend eingeschraubt und durch die Kompression der Wirbelkörper an ihrem Platz gehalten. Heute wird der Cage in Titan gefertigt und von der Firma Sulzer Spine - Tech, Baar, Schweiz unter dem Namen BAK - Cage vertrieben. (95, Seite 2; 88, Seite 77-84; 32, Seite 6-7; 63, Seite 9)

Seither wurde eine Vielzahl unterschiedlicher Cagevarianten aus verschiedenen Materialien (Stahl, Titan, Karbon, Keramik und PEEK) entwickelt und eingesetzt.

Diese lassen sich anhand ihres Designs sowie der Technik der Implantation im Intervertebralraum einteilen (Abbildung 17).

Abbildung 17: Einbringmöglichkeiten für Cages



ALIF Anterior Lumbar Interbody Fusion  
PLIF Posterior Lumbar Interbody Fusion  
TLIF Transforaminal Lumbar Interbody Fusion  
TPLIF Transforaminal Posterior Lumbar Interbody Fusion

## 1.3.2.2 In der Studie implantierte Cages

### 1.3.2.2.1 OIC PL

Die OIC PL Produktgruppe (Stryker, Kalamazoo, Michigan) gehört zu den PLIF-Cages. Sie stellt ein sehr breites Sortiment an Cages (über 80 Standardgrößen) zur Verfügung (Abbildung 18).

Abbildung 18: OIC-PL Produktgruppe



Als Werkstoff dienen Titan und PEEK. Das Produktdesign orientiert sich an den anatomischen Gegebenheiten, weist eine kaudal und kranial gezackte Oberfläche auf und verfügt über große Hohlräume. Zur Wahl stehen zwei Längen (20 und 25 mm), drei Varianten (planparallel, 4° und 8° abgewinkelt) und je nach Material unterschiedliche Höhen zwischen 7 und 16 Millimeter (Titan: 9 – 14 mm, PEEK: 7 - 16 mm). Die PEEK-Cages werden zudem in drei Breiten (8, 9 und 11 mm) angeboten. (52, Seite 1-13; 58, Seite 2; 62, Seite 17-19)

### 1.3.2.2.2 AVS TL

AVS TL Cages (Stryker, Kalamazoo, Michigan) gehören der Gruppe der TLIF - Cages an (Abbildung 19). Die ausschließlich in PEEK produzierten Implantate besitzen große Hohlräume und ermöglichen so das Einbringen von Knochen beziehungsweise Knochenersatzmaterial.

Abbildung 19:  
OIC-TL Cage



Sie werden mit speziellen Einbringinstrumenten von transforaminal eingebracht und im anterioren Bereich des Wirbelkörpers positioniert. Um Ihre Lage im Röntgenbild oder einer Computertomographie bestimmen zu können verfügen sie über drei Tantalum - Marker. Die Cages werden in den Längen 25 und 30 Millimeter angeboten. Um den individuellen Ausmaßen der einzelnen Intervertebralräume gerecht zu werden sind die Cages in den Höhen 7 bis 14 Millimeter (Länge: 25 mm) beziehungsweise 9 bis 18 Millimeter (Länge: 30 mm) erhältlich. Zudem kann der Operateur zwischen einer parallelen und einer 4° abgewinkelten Variante wählen. (44, Seite 6-7; 58, Seite 2)

### 1.3.2.2.3 B - Twin

Das B - Twin System (Disc - O - Tech Medical Technologies Ltd., Monroe Township, New Jersey) wurde für den Einsatz im Lendenwirbelbereich entwickelt. Die Besonderheit des Systems liegt darin, dass es erst nach Implantieren in den Intervertebralraum ausgedehnt wird. Beim Einbringen ist der Cage eine sehr kompakte Röhre mit einem Durchmesser von

5 Millimeter (Abbildung 20). Dies ermöglicht ein sehr gewebefreundliches und minimalinvasives Vorgehen. Ist das Implantat am gewünschten Platz wird es durch eine Drehbewegung am Trägersystem aufgedreht und kann dabei, je nach Größe (3 Größen wählbar), bis zu 15 Millimeter Höhe erreichen. Durch das Aufdrehen entstehen außerdem viele Hohlräume innerhalb des Cages, welche das Einbringen von allo- und autogenem Knochenmaterial und die spätere knöcherne Durchwachsung ermöglichen.(36; 60)

Abbildung 20: B-Twin Cage



#### 1.3.2.2.4 TETRIS

TETRIS - Cages (SIGNUS Medizintechnik, Alzenau, Deutschland) werden paarweise von posterior eingebracht (PLIF). Dem Operateur stehen dabei zwei Formen (planparallel und 4° abgewinkelt) in den Längen 20 und 24 Millimeter zur Verfügung. Um der individuellen Höhe der Intervertebralaräume Rechnung zu tragen, bietet SIGNUS ein breites Spektrum an Cage - Höhen (7 - 12 mm). Die Cages haben eine gezahnte Oberfläche, um gute Friktion an den Wirbelkörpern zu gewährleisten und sind mehrfach gefenstert um eine stabile knöcherne Durchwachsung zu ermöglichen.

Der TETRIS - Cage ist der erste Cage, der neben Titan auch aus dem innovativem Material PEEK -Optima hergestellt und von der FDA zugelassen wurde. Abbildung 21 zeigt zwei TETRIS - Cage im Intervertebralraum.(48, Seite 2; 55, Seite 2-3; 54, Seite 2)

Abbildung 21:  
Position von  
TETRIS-Cages



## 1.4 Geschichte der Fluoroskopie

Die Fluoroskopie ist ein medizinisches Verfahren, das die Betrachtung von dynamischen Prozessen, im menschlichen Körper, durch kontinuierliche Durchleuchtung des Patienten mit Röntgenstrahlen ermöglicht.(38; 96, Seite 1116)

Grundlage und Ursprung der Fluoroskopie war die Entdeckung der Röntgenstrahlen durch Röntgen (Abbildung 22), Doktor der Physik an der Universität Würzburg am 08.11.1895. Röntgen hatten, bei Experimenten mit Kathodenstrahlen, Fluoreszenzeffekte beim Bestrahlen eines Bariumplatinzyanidschirms mit Hilfe einer Hittorfschen Röhre entdeckt.(38) Röntgen bezeichnete diese Strahlung als X-Strahlung. Dieser Begriff wird im Englischen noch heute verwendet (x-ray). Er beschrieb außerdem die fotografischen Effekte, welche durch die Fluoreszenzeffekte auf Emulsion entstanden.(73, Seite 2137-2140)

Abbildung 22:  
Röntgen W.C.



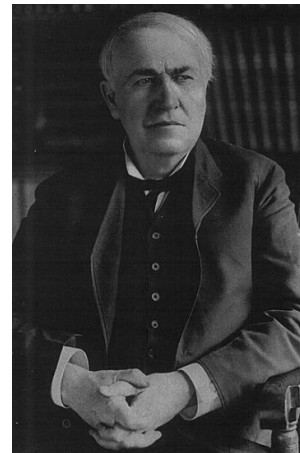
Die Veröffentlichung seiner Entdeckung löste eine weltweite Innovationswelle aus und führte im Laufe von Monaten zum Bau erster Fluoroskope. Diese bestanden aus einfachen Papptrichtern, durch deren kleine Öffnung der Betrachter, auf ein dünnes, auf seiner Innenseite mit fluoreszierender Lösung beschichtetes, Blatt Papier schaute.(38) Aufgrund der geringen Effizienz waren damals Belichtungszeiten von einer halben Stunde erforderlich, um Röntgenaufnahmen des menschlichen Körpers anzufertigen.(73, Seite 2151)

Zur Verkürzung der Belichtungszeit trugen maßgeblich die befreundeten Wissenschaftler Edison (Abbildung 23) und Pupin bei.(73, Seite 2153; 29, Seite 248) Edison wurde gegen Ende des 19. Jahrhunderts mit der Entwicklung des ersten kommerziell erwerblichen Fluoroskops betraut. An Stelle von Bariumplatinzyanidschirmen, wie von Röntgen verwendet,



setzte er Kalzium-Tungstein-Schirme ein. Dadurch erhielt er deutlich hellere Bilder. Edison stellte sein Engagement im Bereich der Röntgenforschung jedoch wenige Jahre später vollständig ein. Grund dafür waren der Beinaheverlust des eigenen Augenlichts und die schwere Verstümmelung seines Assistenten, Dally, welcher 1904 an den Folgen der hohen Strahlenexposition starb.(38)

Abbildung 23:  
Edison T.A.



Pupin, Amerikaner sibirischer Herkunft und Professor an der Universität von Columbia hatte einen anderen Ansatz zur Reduktion der Belichtungszeit. Er verwendete einen, auf einer Photoplatte montierten Fluoreszenzschirm zur Steigerung der Intensität.(39) Durch Kombination seines Verstärkersystems mit dem von Edison entwickelten Kalzium-Tungstein-Schirms gelang es ihm die Belichtungszeit auf wenige Sekunden zu reduzieren.(73, Seite 2151-2153) Dies war jedoch noch immer viel zu lange, um dynamische Vorgänge darzustellen oder Bilder von in Bewegung befindlichen Strukturen (Herz, Darm) anzufertigen.

Während des Ersten Weltkrieges wurden die Vorteile der intraoperativen Fluoroskopie beim Auffinden und der Entfernung von Patronen und Granatsplittern sehr geschätzt. So fand das Verfahren Einzug in den Operationssaal (Abbildung 24).(73)

Abbildung 24: Patterson OP-Fluoroskopie (ca. 1918)



1941 stellte Doktor Chamberlain, Vorsitzender der radiologischen Abteilung an der Universität von Temple, zusammen mit dem Physiker Henry einen Prototypen vor, welcher Fluoroskopien in verschiedenen Ebenen ermöglichte. Auf der Jahresversammlung der RSNA hielt Chamberlain eine Rede, in der er auf theoretische Aspekte der Fluoroskopie einging. So zum Beispiel den Einfluss des Röhren-Schirmabstandes auf die Bildqualität. Des weiteren sprach er über seine Studien zur Dunkeladaptation der Augen und machte neue Erkenntnisse zum Einfluss des Tag- beziehungsweise Nachtsehens auf die Sehschärfe publik.(69, Seite 1132-1134)

1948 machte Coltman, der bei der Firma Westinghouse tätig war, eine für die Zukunft der Fluoroskopie entscheidende Entwicklung.

Basierend auf einem 1937 von Langmuir angemeldeten Patent, gelang es ihm einen Bildverstärker zu entwickeln (Abbildung 25). Dadurch wurde es möglich die Intensität der Fluoroskopieschirme so zu steigern, dass eine Betrachtung unter Tageslicht möglich wurde. Das Abdunkeln der Räume, das Tragen von roten Schutzbrillen und die Dunkeladaptation der Augen, welche zwanzig Minuten dauerte, gehörten somit der Vergangenheit an.

Coltman verwendete außerdem zum Betrachten der Bilder bereits einen Monitor. Nach fünfjähriger Entwicklungsphase brachte Westinghouse die Verstärkerfolien 1953 auf den Markt. Zur Betrachtung diente jedoch vorerst weiterhin eine Spiegeloptik.(69, Seite 1137-1138; 28, Seite 310; 96, Seite 1117)

Die Möglichkeit Fluoroskope unter Tageslicht zu verwenden eröffnete eine Vielzahl neuer Einsatzgebiete und vereinfachte die intraoperative Verwendung immens.

1968 erhöhte die Verwendung von Erdphosphorverbindungen (Lanthanoxisulfid und Terbium aktiviertes Gadolinium), welche zuvor beim Bau von Farbfernsehern zum Einsatz kamen, die Sensibilität der Schirme um mehr als das Doppelte.(69, Seite 1142)

Ende der 70'er Jahre wurden an der Universität von Wisconsin von Mistretta die ersten digitalen Fluoroskopiegeräte vorgestellt.(69, Seite 1144)

Eine Revolution in der Fluoroskopie fand im Jahr 1993 statt. Katada von der Funjita Health University in Toyoake Aichi, Japan, verwendete erstmals ein CT - Fluoroskopiesystem zur dreidimensionalen Echtzeit Operationsunterstützung.(33, Seite 851-856; 34, Seite 1088-1089; 9, Seite 1-2)

Abbildung 25:  
Fluorex: Erstes Fluoroskop mit Bildverstärker



Grundvoraussetzungen für diese Technik waren:

- Ein Spiral - CT der dritten Generation
- Schnelle Röhrenrotation ( $\leq 1\text{s}/360^\circ$ )
- Hohe Hitzekapazität der Röntgenröhre
- Eine schnelle Rechereinheit zur Bildverarbeitung(9, Seite 14)

Katada verwendete das Xpress/SX CT (Toshiba, Tokyo, Japan), welches er mit einem leistungsstärkeren Rechner ausstattete, um eine möglichst verzögerungsfreie Darstellung zu gewährleisten. Zur Beschleunigung des Scans verwendete er, bei voller  $360^\circ$  Rotation der Röhre, nur 512 der 896 Detektorfelder und reduzierte die Datenmatrix auf  $256 \times 256$  Bildpunkte (vom Rechner anschließend auf  $512 \times 512$  Bildpunkte interpoliert). Dadurch gelang es ihm, sechs Bilder pro Sekunde mit einer Verzögerung von nur 0,17 Sekunden zu generieren. Im Laufe der Studie gelang es ihm, die maximale Scanzeit von 50 auf 100 Sekunden auszudehnen und das Sichtfeld von anfangs 28 auf 40 Zentimeter zu erweitern.(33, Seite 851-856)

In seiner ersten Publikation über klinische Erfahrungen mit der neuen Technik, die er drei Jahre später veröffentlichte, berichtete er über 57 Patienten bei denen er interventionelle Eingriffe im Kopf-, Brust- und Beckenbereich, unter CT - fluoroskopischer Führung durchgeführt hatte. Er sah viele Vorzüge in der CT - fluoroskopischen Führung und war sich sicher, dass sie auch zur Therapie anderer Körperregionen geeignet sein würde.(33, Seite 852, 855)

Im Laufe der folgenden Jahre wurde diese Technik von den führenden Herstellern (IGE, Picker, Siemens, Toshiba) weiterentwickelt und auf den Markt gebracht.(35, Seite 2; 34, Seite 1088) Alle Systeme verwendeten handelsübliche CT -Scanner mit einer einheitlichen Röhrenspannung von 120 kV, einem auf 30 - 90 mA reduzierten Röhrenstrom (normaler

Computertomographie: 200 - 300 mA) und eine Rotationszeit  $\leq 1\text{s}/360^\circ$ . Die so erzielte Bildrate lag zwischen drei und zwölf pro Sekunde. Da es sich bei den Scannern um statische, ziemlich ausladende Geräte handelte, war das Spektrum der intraoperativen Nutzung jedoch eingeschränkt. Hauptsächlich kam die Technik bei der Gewebebiopsie, der Drainage flüssigkeitsgefüllter Hohlräume, der Alkoholablation in Tumoren, dem Legen von Kathetern sowie dem Setzen iliosakraler Injektionen zum Einsatz.(34, Seite 1088-1090)

Dies sollte sich, 2001, mit der Markteinführung des SIREMOBIL ISO-C 3D (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland), ändern (Abbildung 26).

Hauptkonstruktionsmerkmale des Systems sind der mobile, isozentrische C-Bogen, Orbitalrotationen von  $190^\circ$  (+/-  $95^\circ$  Overscan), und die Umwandlung der 50 (Scanzeit eine Minute) beziehungsweise 100 (Scanzeit zwei Minuten) 2D - Aufnahmen in einen isotropen 3D - Datensatz hoher Auflösung, welcher sofort zur Verfügung steht. Aufgrund der kompakten Geräteabmessungen und seiner Mobilität

Abbildung 26: Siremobil IsoC 3D



war von diesem Zeitpunkt die Durchführung der Scans in konventionellen Operationssälen, sofern diese mit radiotransluzenten Tischen ausgestattet waren, möglich. Dadurch erweiterte sich das Einsatzgebiet der intraoperativen dreidimensionalen Fluoroskopie erheblich. In der Orthopädie kam es beim Fixieren und Stabilisieren von Frakturen zum Einsatz. In der Neurochirurgie bei der transpedikulären Wirbelsäulenstabilisierung. Auch Unfallchirurgie und Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie erkannten seine Vorzüge.(26, Seite 35-37; 27, Seite 108-110; 100, Seite 14-16)

2005 brachte Siemens die heute aktuelle Gerätegeneration auf den Markt.(27, Seite 109) Der ARCADIS Orbic 3D (Siemens Healthcare,

Erlangen, Deutschland) basiert auf dem Grundprinzip des SIREMOBIL ISO-C 3D, weist jedoch im Detail eine Vielzahl an Modifikationen und Verbesserungen auf (Abbildung 27). Beispielsweise konnte die Scanzeit halbiert und gleichzeitig die Auflösung auf 1024 x 1024 Bildpunkte gesteigert werden und die Ausgabe des 3D - Datensatzes in einer VRT - Darstellung ist ebenfalls möglich.(59, Seite 15)

Abbildung 27: ARCADIS Orbic 3D



## 2. Fragestellung der Studie

Die transpedikuläre Stabilisierung ist mittlerweile ein weltweit anerkanntes Standardverfahren zur Therapie unterschiedlicher Wirbelsäulenleiden. Neben der klassischen Methode, bei der die Schrauben- beziehungsweise Drahtlage intraoperativ, mittels zweidimensionalen, fluoroskopischen, Aufnahmen überprüft wird, kommen seit einiger Zeit auch dreidimensionale Techniken, zur intraoperativen Kontrolle der Schrauben- beziehungsweise Drahtlage, zum Einsatz.

Ziel dieser Studie ist es Zweck und Nutzen von intraoperativen 3D - Scans mit dem ARCADIS Orbic 3D (Siemens Healthcare), zur Lagebestimmung von transpedikulär eingebrachten Kirschnerdrähten, zu überprüfen. Folgende Fragestellungen und Problematiken werden dabei beleuchtet.

- Häufigkeit intraoperativer Draht- beziehungsweise Schraubenrevisionen zur Verbesserung der Schraubenendlage
- Übereinstimmung der Schraubenlage im postoperativen CT mit der intraoperativ ermittelten Drahtlage
- Strahlenbelastung des Patienten bei der Durchführung von 3D - Scans im Verhältnis zur Exposition bei konventionellen fluoroskopischen Aufnahmen
- Gibt es eine Lernkurve
- Häufigkeit von Schraubenfehlage assoziierten Revisionen
- Peri- und postoperative Komplikationen

Wir wollen herausfinden, ob die Durchführung intraoperativer 3D - Scans zu einer Reduktion der Fehlerquote beim Setzen von transpedikulären Schrauben im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule führt. Unsere Ergebnisse werden dann mit der bestehenden Literatur verglichen.

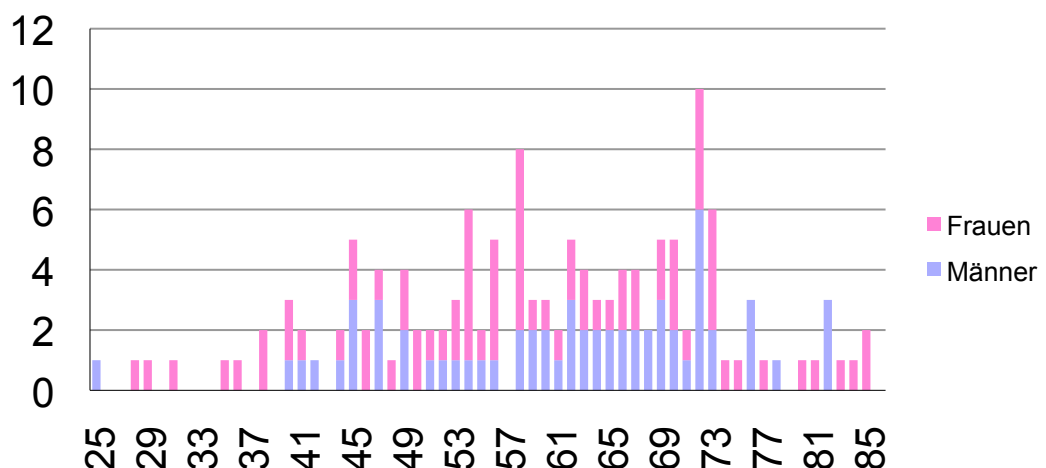
### 3. Material und Methodik

Im Rahmen einer retrospektiven Studie wurden Patientenfälle, bei denen, aufgrund unterschiedlicher spinaler Krankheitsbilder, eine transpedikuläre Fixation, unter Verwendung des ARCADIS Orbic 3D (Siemens Healthcare) Fluoroskops vorgenommen wurde, ausgewertet. Die Operationen erfolgten im Zeitraum vom 19.10.2007 bis 29.12.2009. Sie wurden von verschiedenen Operateuren, der Abteilung für Neurochirurgie des Klinikums Bogenhausen, München, durchgeführt.

#### 3.1 Patientengut

Die Studie erfasst 136 Patienten, von denen 60 männlich und 76 weiblich waren. Das mittlere Patientenalter betrug 61 der jüngste Patient war 25 Jahre, die älteste Patientin 85 Jahre alt. Die Altersverteilung des Patientenguts ist der Abbildung 28 zu entnehmen.

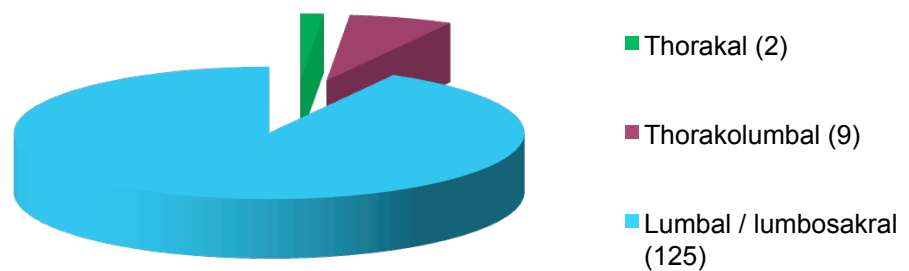
Abbildung 28: Altersverteilung des Patientenguts





Der Großteil der Patienten wurde lumbal oder lumbosakral stabilisiert. Einige jedoch auch kombiniert thorakolumbal oder ausschließlich thorakal. Die quantitative Einteilung der Segmentlokalisierung ist der Abbildung 29 zu entnehmen.

Abbildung 29: Verteilung der Lokalisation operierter Segmente



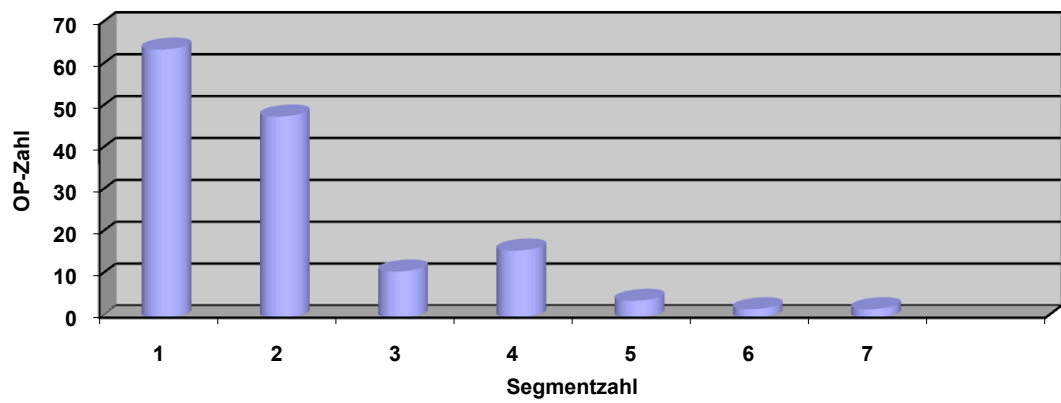
Abhängig von den individuellen Grunderkrankung der einzelnen Patienten kamen verschiedene operative Techniken und Implantate zum Einsatz. Bei 119 Patienten wurde eine rigide Stabilisierung vorgenommen. Dazu wurde in 118 Fällen das Xia Low Profile - System (Stryker) verwendet. Bei einem Patienten kam das OPTIMA - System (Zimmer Spine) zur Anwendung.

10 Patienten wurden mit dem Dynesys - System (Zimmer Spine) dynamisch stabilisiert.

Bei 7 Patienten kam eine Hybridversorgung zum Einsatz. Hierbei wurde ausschließlich das DTO - System (Zimmer Spine) verwendet.

In der Studie wurden durchschnittlich 2,1 Segmente fusioniert (Minimum 1, Maximum 7). Eine exakte Aufschlüsselung der Operationszahlen in Bezug auf die Segmentanzahl ist der Abbildung 30 zu entnehmen.

Abbildung 30: Aufschlüsselung der Operationshäufigkeit in Bezug auf die Anzahl der operierten Segmente



## 3.2 Operationsindikationen

Indikationen zur transpedikulären Stabilisierung waren Wirbelsäuleninstabilität, Mikroinstabilität aufgrund erosiver Osteochondrose, Ruhigstellung wegen Spondylodiszitis, Sekundäre Instabilität ausgelöst durch degenerative Veränderungen oder mehrfach voroperierte Bandscheibenvorfälle, das Postlaminektomiesyndrom sowie Revision aufgrund Implantatversagen oder Schraubenfehlage. Die Ursachen für Wirbelsäuleninstabilität waren Frakturen, Metastasen, Spondylolisthese, Anschlussinstabilität sowie Bogenschlussanomalie. Eine quantitative Aufschlüsselung der OP - Indikationen sind der Abbildung 31 sowie der Tabelle 1 zu entnehmen.

Abbildung 31: Verteilung der Operationsindikationen  
(Legende siehe Tabelle 1)

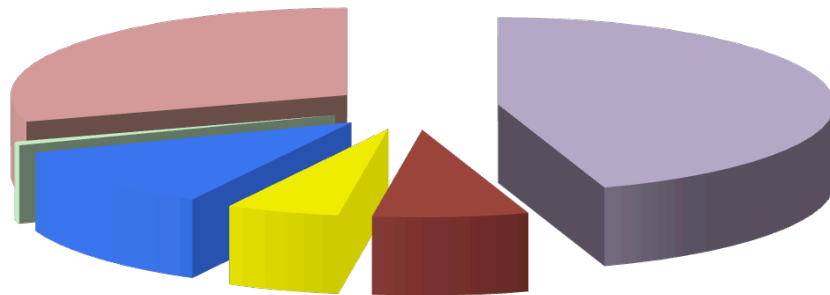


Tabelle 1: Aufschlüsselung der Operationsindikationen

| Indikation              | Anzahl | Ursache                   | Anzahl |
|-------------------------|--------|---------------------------|--------|
| Instabilität            | 66     | Fraktur                   | 9      |
|                         |        | Metastase                 | 6      |
|                         |        | Spondylolisthese          | 46     |
|                         |        | Anschlussinstabilität     | 4      |
|                         |        | Bogenschlussanomalie      | 1      |
| Mikroinstabilität       | 8      | Erosive<br>Osteochondrose | 8      |
| Ruhigstellung           | 17     | Spondylodiszitis          | 17     |
| Postlaminektomiesyndrom | 1      |                           | 1      |
| Sekundäre Instabilität  | 44     | Lumbalstenose             | 39     |
|                         |        | BSP (voroperiert)         | 5      |
| Zwischensumme           | 136    |                           | 136    |
| Revision                | 11     | Implantatversagen         | 5      |
|                         |        | Schraubenfehlage          | 6      |
| Gesamtzahl              | 147    |                           | 147    |

### 3.3 Operationstechnik

Bei allen Patienten wurde präoperativ ein CT der LWS bzw. BWS (LightSpeed VCT Select, GE Healthcare Technologies), zur dreidimensionalen Darstellung der zu operierenden Segmente und zur ausführlichen Operationsplanung, durchgeführt.

Nach Narkoseeinleitung wurden die Patienten auf einem radiotransluzentem Karbon - Tisch (MAQUET GmbH & Co. KG, Rastatt, Deutschland) in Bauchlage gebracht. Es erfolgte ein median angelegter Hautschnitt über den zu operierenden Segmenten, die Präparation bis auf die Fascia thoraco-lumbalis und die anschließende Durchtrennung dieser. Anschließend wurden die Muskelansätze von den Dornfortsätzen sowie den Wirbelbögen abpräpariert. Die weiteren Schritte wurden der jeweiligen Operationsindikation entsprechend weiter durchgeführt:

- Metastasen wurden unter Schonung neuraler Strukturen freipräpariert und entfernt.
- Lose, nicht fixierbare Knochenfragmente nach Frakturen wurden entfernt
- Stenosen wurden adäquat dekomprimiert

Nach erfolgter mikrochirurgischer Arbeit wurde der ARCADIS Orbic 3D (Siemens Healthcare) in lateralem Strahlengang eingeschoben. Nach Darstellung der Pedikel und dem Eröffnen der Kortikalis mit einer Ahle erfolgte unter lateraler Röntgenkontrolle die Platzierung von Kirschnerdrähten. Es wurde versucht den Kirschnerdraht bis an das ventrale Ende des Wirbelkörpers zu platzieren. Anschließend wurde ein 3D - Scan mit dem ARCADIS Orbic 3D durchgeführt um die Lageverhältnisse zu überprüfen.

Dazu wurde der ARCADIS Orbic 3D Bogen in korrekte Lage zum OP - Tisch gebracht und die gewünschte Körperregion mit Hilfe der Laserlichtvisiere im Isozentrum in AP und in lateraler Position platziert.

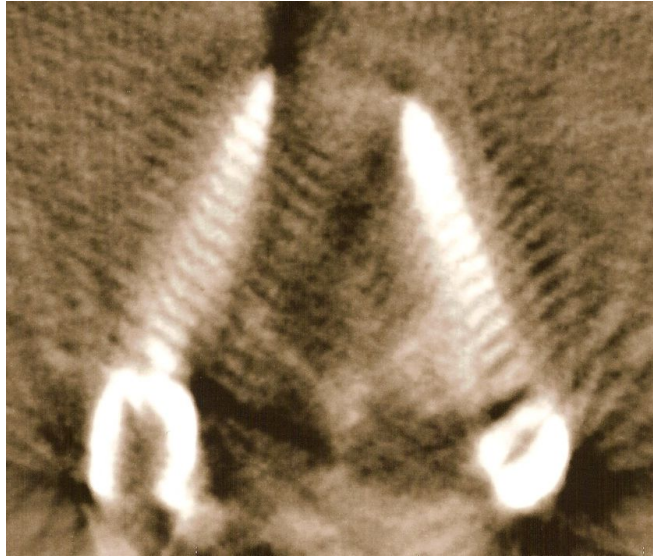
Nach Durchführen einer manuellen Orbitalbewegung, zum Ausschluss von Kollisionen mit anderen Gerätschaften während des Scanvorgangs, wurde der automatisierte Scan gestartet. Beim ARCADIS Orbic 3D werden im Rahmen einer 190° Orbitalauslenkung in 60 Sekunden 100 2D - Bilder mit einer Auflösung von 1024 x 1024 Bildpunkten generiert. Die Darstellung erfolgt auf dem linken Monitor Die Berechnung des 3D -Datensatzes (12 x 12 x 12 cm Würfel) erfolgt simultan und wird als multipolare Rekonstruktion in koronarer, sagittaler und axialer Projektion auf dem rechten Monitor dargestellt.(59, Seite 15)

Der 3D - Scan wurde intraoperativ vom Operateur mittels extra Ärmel und Handschuh ausgewertet. Bei Fehllagen wurden die betroffenen Kirschner-Drähte repositioniert und zur Kontrolle der korrekten Lage gegebenenfalls ein weiterer 3D - Scan durchgeführt. Die Länge und der Durchmesser der Pedikelschraube wird an Hand der 3D Rekonstruktion ausgemessen.

Das Einbringen der kanülierten Schrauben über die Kirschnerdrähte sowie das Installieren der Implantate wird in den folgenden Abschnitten für die unterschiedlichen Systeme im Einzelnen erläutert.

Nach abschließender Überprüfung des korrekten Sitzes des eingebrachten Implantatsystems folgten die endgültige Blutstillung, das Einbringen von Redon-Drainagen und der schichtweise Wundverschluss. Ein 3D - Scan zur Kontrolle der endgültigen Schraubenposition wurde nicht durchgeführt, da dieser unseres Erachtens nach nicht aussagekräftig ist (Abbildung 32). Während des postoperativen, stationären Aufenthalts wurde bei allen Patienten, zur abschließenden Kontrolle der Schraubenlage, eine CT - Untersuchung der operierten Wirbelsäulensegmente mit dem LightSpeed VCT Select (GE Healthcare Technologies) durchgeführt. Die intraoperative Bildgebung bzw. der Sitz, Lage und Ausrichtung der Schrauben bzw. Kirchnerdrähte wurde abschließend mit dem postoperativen CT verglichen und gematched.

Abbildung 32: Pedikelschrauben im 3D-Scan



### **3.3.1 Rigide dorsale Stabilisierung**

Ziel der rigiden Stabilisierung ist eine statische Verblockung von Wirbelkörpern von dorsal. Dabei wird die Bewegungsfreiheit des Segmentes eingeschränkt. Dazu kommen verschiedene Handinstrumente zum Einsatz. Um eine dorsale rigide Stabilisierung der Wirbelsegmente zu erreichen stehen verschiedene, im Rahmen der Einleitung aufgeführte Verfahren, zur Auswahl.

#### **3.3.1.1 Xia Low Profile**

Bei Verwendung des Xia - Systems (Stryker, Kalamazoo, Michigan, Abbildung 34) wird vor Setzen der Kirschner-Drähte

die Pedikeleintrittsstelle mit Hilfe eines Rongeurs von ihrer Kortikalis befreit. Liegen diese korrekt werden die kanülierten Pedikelschrauben (Abbildung 33) mit Hilfe des passenden Schraubendrehers eingeschraubt. Anschließend werden die Kirschner-Drähte entfernt. Länge und Kontur des zur Verbindung nötigen Stabes werden mit dem Xia - Probiegestab bestimmt. Der ausgewählte Stab wird im Folgenden individualisiert. Dazu wird er zuerst, mit dem Tischschneider die Länge gekürzt. Jetzt wird er mit der Rollenbiegezange der Wirbelsäulenkontur angepasst. Kleinere Korrekturen können auch später in situ mittels Biegeeisen vorgenommen werden. Beim Einbringen des Stabes wird dieser mit der Faszange in die Köpfe der Pedikelschrauben geführt. Zum Eindrehen der Verschlusschrauben stehen drei Techniken zur Wahl.

Abbildung 33:  
Xia-Schraube



### **1. Schraubendreher und Einführungsinstrument**

Die Verschlusschraube wird, mit Hilfe des kanülierten Einführungsinstrumentes, in Position gebracht. Anschließend wird der Universaleindreher durch das Einführungsinstrument geführt und die Schraube festgezogen. Die Position der Schraube lässt sich dabei ganz unkompliziert durch zwei Linien am Universaldreher bestimmen. Vor dem endgültigen Anziehen der Schraube muss das Einführungsinstrument entfernt werden, da es sich später nicht mehr ausgliedern lässt.

### **2. Schraubendreher und Stabgabel**

Diese Methode kommt zur Anwendung, wenn der Stab nicht vollständig am Boden der Pedikelschraube aufliegt. Mit Hilfe der Stabgabel, welche man an den lateralen Nuten des Schraubenkopfes einführt, wird eine Hebelbewegung nach hinten



ausgeführt. Dabei wird der Stab auf den Boden der Pedikelschraube gedrückt. Jetzt wird die Verschlusschraube mit dem Universaleindreher in Position gebracht und eingeschraubt.

### **3. Schraubendreher und Persuader**

Sollte der Stab oberhalb des Schraubenkopfes verlaufen und / oder ein gewisser Kraftaufwand erforderlich sein, um ihn in die korrekte Position am Boden der Pedikelschraube zu bringen, oder eine Reposition eines Segments erfolgen, kommt der Persuader zum Einsatz. Dieser wird in der „0“-Position auf den Kopf der Pedikelschraube gesetzt. Dabei rasten seine Federn in die lateralen Nuten der Pedikelschraube ein. Durch Drehen des oberen Instrumententeils in Position „1“ wird der Persuader starr mit der Pedikelschraube verbunden. Durch weiteres Drehen des oberen Instrumententeils wird der Stab in seine Endposition am Boden der Pedikelschraube geführt. Diese ist erreicht, wenn er in Position „2“ steht. Dann wird die Verschlusschraube mit dem Universaldreher durch den Persuader geführt und eingedreht. Bei segmentaler Reposition wurden zwei Persuader eingesetzt um bilateral gleichzeitig zu reponieren. Jetzt kann der Persuader entfernt werden. Dazu wird der obere Instrumententeil in Position „0“ gebracht und anschließend das gesamte Instrument durch Drehbewegung gelöst.

Vor dem endgültigen Festziehen der Verschlusschrauben können jetzt Korrekturen von Fehlstellungen vorgenommen werden. Dazu stehen vier Verfahren zur Wahl welche unabhängig voneinander oder in Kombination durchgeführt werden können.

### **1. Stab - Derotation**

Vor Beginn der Derotation muss geprüft werden, dass alle Verschlusschrauben platziert, aber nur leicht angezogen sind. Andernfalls wäre eine freie Bewegung des Stabes nicht möglich. Nun wird der Stab mit Hilfe zweier Rotations - Stabfazzangen gedreht. Nach Erreichen der gewünschten Position werden die Verschlusschrauben provisorisch angezogen um die Wirbelsäule in derotierter Position zu fixieren.

Es gibt noch eine zweite Anwendungsmöglichkeit für die Stabrotation. Diese kommt zur Anwendung wenn es nicht möglich, ist den Stab korrekt in die Köpfe aller Pedikelschrauben einzubringen. Es ist möglich, den Stab bis zu 90° verdreht einzusetzen und nach Anbringen der Verschlusschrauben in die korrekte Position zu drehen. Ziel dabei ist nicht eine Derotation der Wirbelsäule sondern eine korrekte Ausrichtung der Implantate. Eine abschließende Korrektur durch Distraction und Kompression ist erforderlich.

### **2. Translation bzw. Reposition**

Zur Durchführung einer Translation gibt es zwei Möglichkeiten. Sie ist zum einen mittels einer sublaminären Drahttechnik zu erzielen. Die zweite Variante beruht auf der Verwendung beider im OP-Set vorhandenen Persuader. Diese werden dazu am distalen sowie am proximalen Ende des Krümmungsscheitelpunktes adaptiert. Bei leicht eingedrehten Schrauben wird nun der Persuader in Richtung Scheitelpunkt bewegt bis die gewünschte Translation erreicht ist. Anschließend werden die Verschlusschrauben mit dem Universalschraubendreher provisorisch angezogen.

### 3. Distraction / Kompression

Zur Distraction oder Kompression werden die Verschluss-schrauben des Wirbelkörpers an welchem die Korrektur vorgenommen werden soll, mit dem Universalschraubendreher gelockert. Alle anderen Verschluss-schrauben bleiben angezogen. Dann erfolgt die Distraction mit der Distraktions-beziehungsweise die Kompression mit der Kompressionszange. Ist die gewünschte Position erreicht, werden die Verschluss-schrauben mit dem Universalschraubendreher wieder provisorisch angezogen.

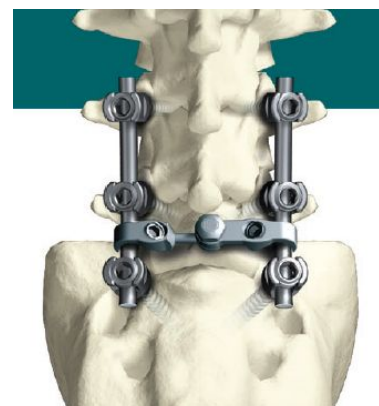
### 4. Biegen in situ

Vor Beginn des in situ Biegens ist sicherzustellen, dass die Verschluss-schrauben nicht zu fest angezogen sind. Anschließend können kleine Korrekturen der Stabform mit Hilfe zweier Biegeeisen vorgenommen werden. Dies hat jedoch mit größter Vorsicht und sehr gefühlvoll zu erfolgen, um eine Überbelastung der Kontaktzone zwischen Knochen und Implantat zu vermeiden und dem Entstehen von Riefen und Kerben am Stab vorzubeugen.

Sind alle Korrekturen vorgenommen worden können abschließend die Verschluss-schrauben endgültig angezogen werden. Zum Festziehen wird der

Abbildung 34: Xia-System

Gegenhalter auf den Kopf der Pedikelschrauben gesetzt, durch diesen der Drehmomentschlüssel geführt und die Verschluss-schraube mit 12 Nm angezogen. Ist dies geschehen besteht die Möglichkeit M.A.C. Querverbinder einzusetzen, um die Rotations-stabilität der Konstruktion zu steigern. Zur Auswahl des



passenden Querverbinders wird mit dem M.A.C. Längenmesser der Abstand zwischen den beiden Stäben bestimmt. Ist der passende Querverbinder ausgewählt wird die M.A.C. Haltezange an seinem längerem Haken adaptiert. So gefasst kann der Querverbinder eingebracht werden. Dabei wird zuerst der kürzere Haken über einen der Stäbe geführt und seine Befestigungsschraube, mit Hilfe des Sechskantschraubendrehers oder des Sechskantrundkopfdrehers, leicht angezogen. Dann wird der längere Haken über den verbleibenden Stab geführt. Seine Befestigungsschraube kann sofort endgültig angezogen werden. Nun kehrt man zurück zur ersten Befestigungsschraube und zieht auch diese endgültig fest.(49, Seite 4-21)

### 3.3.1.2 OPTIMA ZS

Die OPTIMA - Schrauben (Zimmer Spine, Minneapolis, Minnesota, Abbildung 35, 36) werden mit Hilfe eines Poliaxial-schraubendrehers und dem dazu passenden Ratschengriff eingedreht. Dazu werden die Schrauben vor dem Einbringen am Schraubendreher fixiert. Beim Eindrehen der Schrauben ist es wichtig die Winkelfreiheit des Kopfes zu beachten. Ein zu tiefes Eindrehen der Schraube bewirkt eine reduzierte Beweglichkeit. Sind alle Schrauben platziert, folgt die Auswahl des Stabes. Dieser sollte etwa fünf Millimeter über die proximale Kante des oberen Schraubenkopfes sowie die distale Kante des unteren Schraubenkopfes hinausragen. Um der Krümmung der Wirbelsäule Rechnung zu tragen wird der Stab nun individualisiert. Dazu wird er mit Hilfe eines Stabbiege-

Abbildung 35:  
OPTIMA ZS-  
Schraube



instruments gebogen bis er bündig am Boden der einzelnen Schraubenköpfe anliegt. Mit der Schraubenfasszange wird der Stab jetzt in die Schraubenköpfe gesetzt. Während des Eindrehens der Setzschrauben, welches mit dem Setzschraubenzieher im Uhrzeigersinn erfolgt, kann der Stab mit dem Stabniederdrücker und / oder der Stabgabel positioniert werden. Sind alle Setzschrauben platziert, erfolgt die Derotation des Stabes mit dem Derotationsinstrument. Nach Kontrolle der Laser - Mittellinienmarkierung des Stabes wird die obere Setzschraube mit dem Axialdrehmomentschlüssel (12 Nm) arretiert. Zur Kompression oder Distraction von Segmenten wird die zu manipulierende Schraube provisorisch angezogen und dann die gewünschte Veränderung mit Hilfe der entsprechenden Zange gegen die provisorisch angezogene Setzschraube durchgeführt. Ist die erwünschte Korrektur erfolgt, wird die Setzschraube endgültig angezogen. Das endgültige Anziehen der Pedikelschrauben kann nun erfolgen. Dazu wird der kanülierte Drehmomentgegenhalter über dem polyaxialen Kopf der Pedikelschraube, welche angezogen werden soll platziert und diese mit dem Axial - Drehmomentschlüssel (12Nm) angezogen.

Abbildung 36:  
OPTIMA ZS-System



Zur Verbindung von Stabsegmenten ist abschließend das Einbringen eines Querverbinders möglich. Vor dem Einbringen muss bei diesem die mittlere Sicherungsmutter gelockert werden, um die Adaptation an die individuellen Abstände zwischen Stabsegmenten zu ermöglichen. Der Querverbinder wird nun mit Hilfe des entsprechenden Drehmomentschlüssels auf einen der Stäbe gedrückt und provisorisch festgezogen (3 Nm). Nachdem das gleiche Prozedere auf der kontralateralen

Seite durchgeführt wurde, können die äußeren Sicherungsmuttern endgültig angezogen werden (8 Nm). Zuletzt wird die mittlere Sicherungsmutter endgültig angezogen (8 Nm). (47, Seite 2-3; 53, Seite 6-14)

### 3.3.2 Dynamische Stabilisierung

Ziel der dynamischen Stabilisierung ist eine Entlastung der Bandscheiben sowie der Erhalt der Bewegungsfähigkeit der Wirbelsäule. Dies wird durch das Einbringen eines flexiblen Puffersystems erreicht.

#### Dynesys (Zimmer Spine)

Beim Dynesys - System (Zimmer Spine, Abbildung 37, 38) sollen die Facettengelenke zu erhalten bleiben und die Schrauben lateral davon zu platzieren werden. Dies ist bereits beim oben beschriebenen Einbringen der Kirschner - Drähte zu beachten. Um die korrekte Position des Drahtes beziehungsweise der später eingebrachten Schraube zu definieren, empfiehlt sich die Verwendung des Kissentasters. Sollte nicht ausreichend Platz zum Einbringen des Kissenhalters vorhanden sein, ist es möglich, unter Respektierung der Gelenkkapsel, Knochenmaterial vom lateralen Rand des Facettengelenks zu entfernen. Das Einbringen der Schraube erfolgt nun mit dem Schraubendreher, auf welchen axial ein T-Griff aufgesetzt werden kann. Es ist dabei zu beachten, dass die Schraube so tief im Knochen versenkt wird,

Abbildung 37:  
Dynesys-  
Schraube



dass der Schraubenkopf oder zumindest der polierte Teil der Schraube Knochenkontakt haben und der maximale Abstand zwischen der Mitte des Schraubenkopfes und der Knochenoberfläche maximal zehn Millimeter beträgt. Bei der endgültigen Ausrichtung der Schraube ist zu beachten, dass das spätere Einbringen von Bändern (Dynesys - LIS - Bänder) möglich sein muss. Es erfolgt eine Kontrolle der Schraubenposition mittels Kissentaster und gegebenenfalls auch mittels lateralem Röntgen. Jetzt erfolgt die Auswahl der Bänder. Diese sind in zwei Längen, 100 und 200 Millimeter, erhältlich und lassen sich anhand ihres Aufbaus in drei Segmente, die Einführungszone, die Arbeitszone und die Funktionszone gliedern. Bei der Montage der Bänder wird immer von kaudal begonnen. Hierzu wird das Band in der Einfädelzone vorgebogen und anschließend mit Hilfe der Bändeinführungshilfe eingefädelt. Kaudal der untersten Schraube sollte ein Zentimeter der Funktionszone verbleiben. Jetzt wird der Gegenhalter über Führungsdraht und Pedikelschraube gesetzt, der Führungsdraht entfernt und durch den kanülierten Gegenhalter die Stiftschraube eingebracht und mit Sechskantschraubendreher oder Drehmomentschlüssel (4 Nm) angezogen. Nach Entfernen des Gegenhalters erfolgt die Bestimmung der Kissenlänge mit dem Pedikelabstandsmesser „novo“, der sowohl in Kompression als auch in Distraction zwischen den Pedikelschrauben eingebracht wird. Die Kissen werden mit dem Kissentaster auf die zuvor individuell bestimmte Länge gekürzt und anschließend auf das Band gefädelt. Es erfolgt das Einfädeln des Bandes durch die zweite Pedikelschraube. Über den Führungsdraht der zweiten Pedikelschraube wird die Band-

Abbildung 38:  
Dynesys-System



umlenkung gesetzt und auf diese der Bandspanner gesetzt. Durch den Zug des Bandspanners wird das Kissen zum Einschnappen gebracht. Bevor dieser Arbeitsschritt durchgeführt wird, sollte auf der kontralateralen Seite das Kissen gesetzt sein, da dessen Einbringen durch ein verfrühtes Vorspannen erschwert wird. Nach Lösen des Führungsdrahtes wird die Stiftschraube durch die kanülierte Bandumlenkung eingebracht und mittels Sechskantschraubendreher oder Drehmomentschlüssel (4 Nm) nach Vorspannen des Bandes angezogen. Sollten weitere Segmente stabilisiert werden, wird der beschriebene Vorgang wiederholt. Abschließend werden die Bänder etwa zehn Millimeter kranial des obersten Pedikelschraubenkopfes abgetrennt und entfernt. Weder Arbeits- noch Einfädelzone sollen im Patienten verbleiben.(46, Seite 2-3; 45, Seite 10-30)

### **3.3.3 Hybridstabilisierung**

Bei der Hybridstabilisierung handelt es sich um eine Kombination aus den beiden zuvor beschriebenen Verfahren. Dabei wird die dynamische Stabilisierung mit der rigiden dorsalen Stabilisierung eines oder mehrerer Segmente kombiniert. Im Folgenden wird davon ausgegangen, dass das kraniale Segment dynamisch und das kaudal folgende Segment rigide stabilisiert werden soll.

#### **DTO (Zimmer Spine)**

Bei der Verwendung des DTO - Systems (Zimmer Spine, Abbildung 39) wird immer mit dem Belegen des kranial gelegenen Wirbelkörpers begonnen. Dort werden zwei Dynesys -



Schrauben gesetzt. Dies erfolgt wie im Abschnitt „dynamische Stabilisierung“ beschrieben. In das, nach kaudal folgende, Segment werden nun, ebenfalls lateral der Facettengelenke, zwei OPTIMA ZS - Transistionsschrauben eingebracht. In das darauf folgende Segment in gleicher Lokalisation zwei OPTIMA ZS -Schrauben. Das Vorgehen beim Einbringen von OPTIMA -Schrauben wurde im Abschnitt „Rigide Stabilisierung mit OPTIMA ZS - Polyaxialschrauben“ beschrieben.

Anschließend können die Führungsdrähte entfernt werden. Sind die sechs Schrauben platziert wird die geeignete Stablänge für das DTO - Implantat festgelegt. Dabei ist zu beachten, dass der Stab die distale Kante der kaudalen Schraube um fünf

Abbildung 39: DTO-System



Millimeter überragt. Nun wird mittels Handpresse der Stift in das DTO -Implantat eingepresst. Dadurch wird eine dauerhafte und stabile Verbindung zwischen Stab und Band gewährleistet. Jetzt wird das DTO - Implantat in die Pedikelschrauben eingebracht. Begonnen wird mit der Platzierung des Verbindungsstückes in der OPTIMA ZS -Transistionsschraube. Hierzu wird der Stab mit der Haltezange geführt. Alternativ ist auch die Verwendung des Rod - Rockers möglich. Ist der Stab richtig platziert erfolgt das Eindrehen der Setzschrauben mit dem dazugehörigen Setzschraubendreher. Die Fixierung in der OPTIMA ZS - Schraube erfolgt auf die gleiche Weise. Zur Kompression, des rigide zu stabilisierenden Segments, wird die zu manipulierende Schraube provisorisch angezogen und dann die gewünschte Veränderung mit Hilfe der DTO - Kompressionszange gegen die provisorisch angezogene Setzschraube durchgeführt. Ist die erwünschte Korrektur erfolgt, wird die Setzschraube endgültig angezogen. Nachdem die mittlerweile platzierten Setzschrauben

mit Gegenhalter und Axialdrehmomentschlüssel (12 Nm) endgültig festgezogen wurden, kann ein Querverbinder zur Verblockung der Stabsysteme angebracht werden. Das Vorgehen dazu wurde im Abschnitt „Rigide Stabilisierung mit OPTIMA ZS -Polyaxialschrauben“ beschrieben. Nun kann mit der dynamischen Stabilisierung des kranialen Segments fortgefahren werden. Dazu müssen die Dynesys - Führungsdrähte, sofern sie vorher entfernt wurden, wieder angebracht werden. Nun wird der Abstand zwischen der Dynesys - Pedikelschraube und der OPTIMA ZS –Transistions-schraube wird mit dem Dynesys -Pedikelabstandsmesser unter leichter Distraction bestimmt. Die Individualisierung sowie das Auffädeln des Kissens erfolgen wie im Abschnitt „dynamische Stabilisierung“ beschrieben. Anschließend wird das DTO - Band mit einer Klemme durch den Kopf der Dynesys - Schraube geführt, die Bandumlenkung auf den Führungsdraht gesetzt, das DTO - Band eingefädelt und der Bandspanner auf die Bandumlenkung gesetzt. Mit Hilfe des Bandspanners wird das Kissen zum Einschnappen gebracht. Der Vorgang wird auf der kontralateralen Seite wiederholt. Jetzt können die Führungsdrähte entfernt werden und die Dynesys - Stiftschrauben in die Bandumlenkung eingeführt und mittels Sechskantschraubendreher eingedreht werden. Unter Zuhilfenahme des Bandspanners werden die Bänder mit 300 Newton gespannt. Danach erfolgt das endgültige Festziehen der Stiftschrauben mit dem Drehmomentschlüssel (4 Nm). Nach abschließender Kontrolle werden die DTO - Bänder mindestens zehn Millimeter oberhalb der kranialen Kante des Dynesys - Schraubenkopfes abgekappt, so dass nur die Funktionszone der Bänder im Patienten verbleibt. (57, Seite 9-32; 56, Seite 4; 61)

### 3.4 Klassifikation über die Lage der Implantate im Pedikel

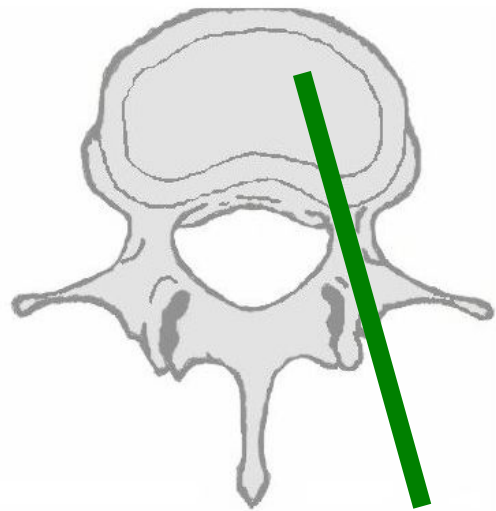
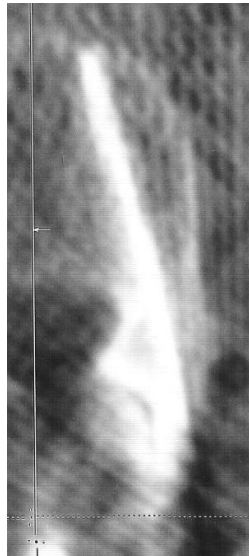
Wir haben uns in unserer Studie auf die Auswertung der Schrauben- bzw. K-Drahtlage im Pedikel in axialer Richtung beschränkt. Nach Vergleich mehrerer gängiger Klassifikationen wurde die Klassifikation nach Rongming Xu et al. verwendet. Diese ermöglicht die Beschreibung und Einteilung der Draht- beziehungsweise Schraubenlage im Verhältnis zu Pedikel und Wirbelkörper.(110, Seite 384-385) Sehr detailliert wird auf die Lage der Schraube in Bezug auf die mediale Pedikelwand eingegangen. Eine zu laterale Position der Schraube bzw. des K-Drahtes war durch diese Klassifikation nicht ausreichend erfasst. Deshalb wurde die Klassifikation von Rongming Xu et al. erweitert, durch eine von uns definierte Position (Klasse IIIC). Die Beschreibung der Klassifikation finden Sie in Tabelle 2 und Abbildung 40.

Tabelle 2: Klassifikation nach Rongming Xu et al.

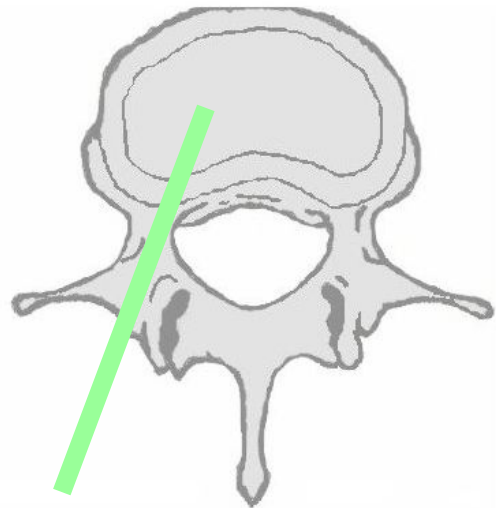
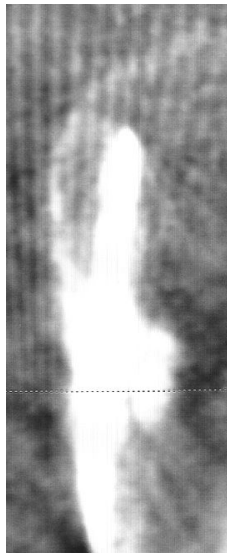
|            |   |   |
|------------|---|---|
| Klasse I   | A | Schraube vollständig im Knochenmark des Pedikels                          |
|            | B | Schraube touchiert die mediale Pedikelwand von innen                      |
|            | C | Mediale Pedikelwandperforation < 2mm                                      |
|            | D | Schraube geht lateral durch den Wirbelkörperfortsatz (In-out-in Schraube) |
| Klasse II  | A | Mediale Pedikelwandperforation > 2mm                                      |
|            | B | Perforation der Anterioren Wirbelkörperwand                               |
| Klasse III | A | Schraube traumatisiert das Rückenmark                                     |
|            | B | Schraubenspitze perforiert die Aorta                                      |
|            | C | Schraube lateral außerhalb des Pedikels                                   |

Abbildung 40: Klassifikation nach Rongming Xu et al.

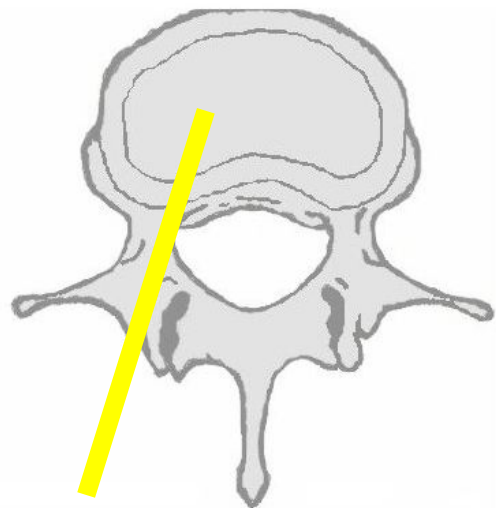
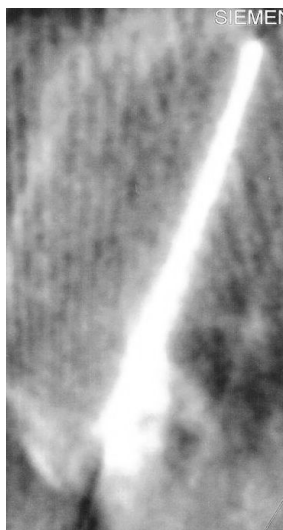
Klasse IA



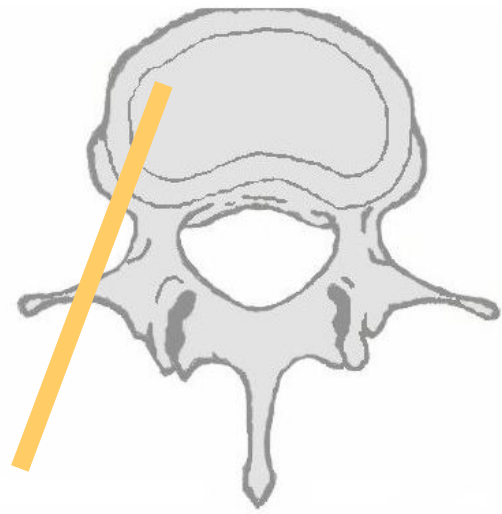
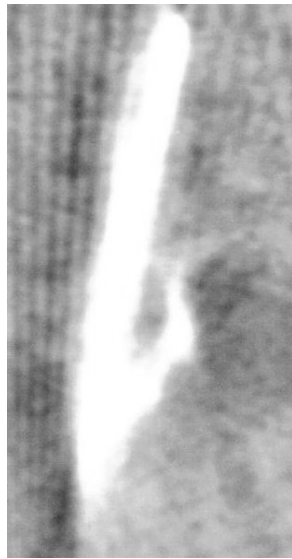
Klasse IB



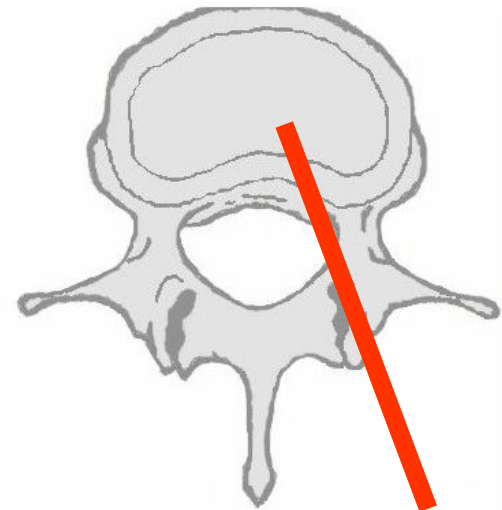
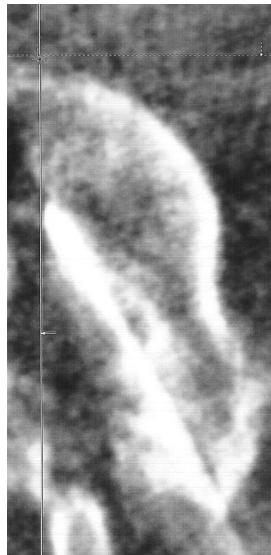
Klasse IC



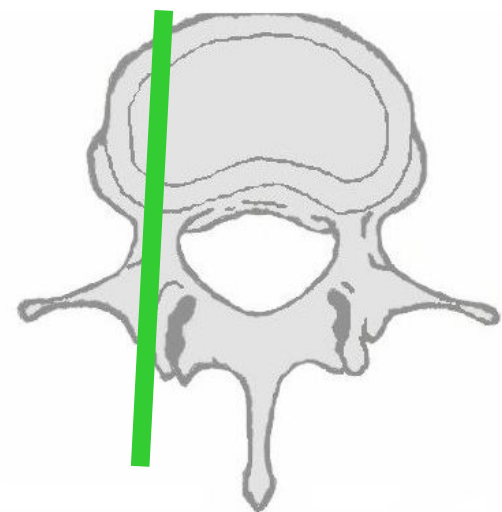
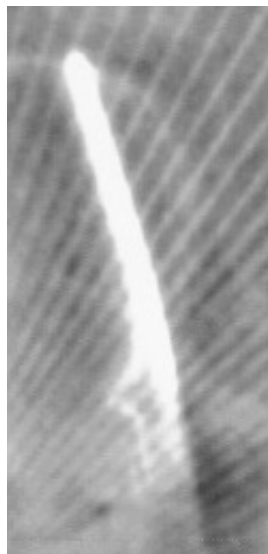
Klasse ID



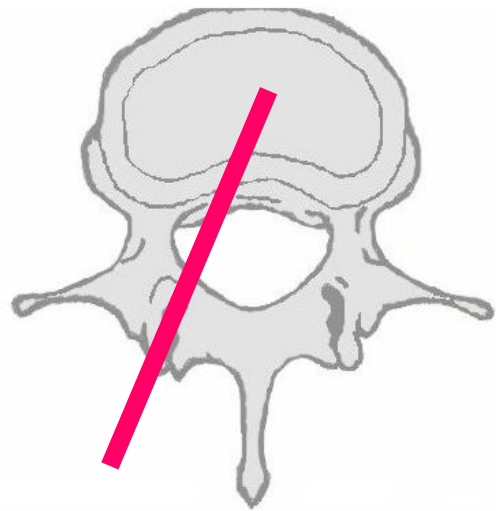
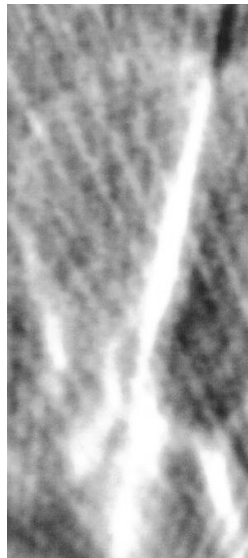
Klasse IIA



Klasse IIB

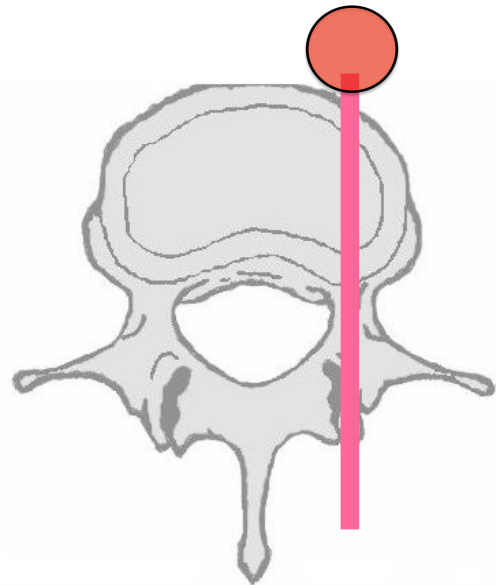


Klasse IIIA

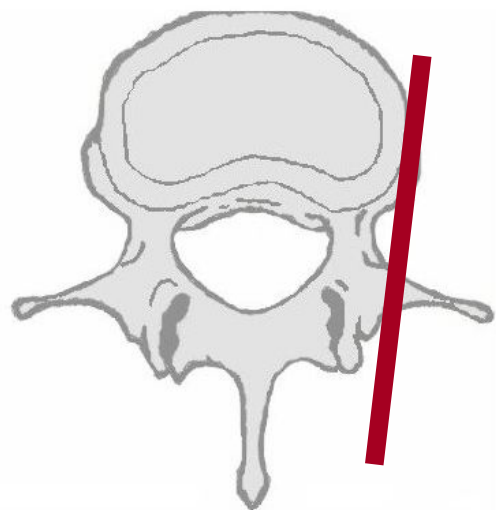
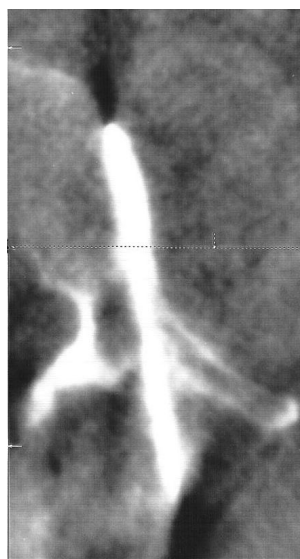


Klasse IIIB

Eine Schrauben-  
beziehungsweise  
Drahtlage vom Typ  
IIIB ist im Laufe der  
Studie nicht  
aufgetreten. Daher  
existiert auch kein  
3D-Scan.



Klasse IIIC



Anhand dieser Klassifikation ist es möglich die Draht- beziehungsweise Schraubenlage in 9 Klassen zu gliedern. Basierend auf diesen 9 Klassen wurde ein Ranking entwickelt und den einzelnen Klassen Bewertungen zugeordnet. Die Einteilung ist der Tabelle 3 zu entnehmen.

Tabelle 3: Ranking

| Qualität       | Draht-/Schraubenlage |
|----------------|----------------------|
| Sehr gut       | IA                   |
|                | IIB                  |
| Gut            | IB                   |
| Befriedigend   | IC                   |
|                | ID                   |
| Unbefriedigend | IIA                  |
|                | IIIA                 |
|                | IIIB                 |
|                | IIIC                 |

Schraubenlagen der Klasse III stellte die Indikation zum Replatzieren des Kirschnerdrahtes beziehungsweise zur operativen Schraubenrevision dar. Dennoch wurden, wie sich im Verlauf der Studie zeigte, Schrauben der Klasse III, unter besonderen Voraussetzungen, belassen. Die Kriterien der Klassen IIB und IIIB beziehen sich nicht auf die Position der Schraube im Pedikel sondern auf die anteriore Perforation des Wirbelkörpers. Somit kann ein Draht in IA - Lage zu einer Schraubenlage vom Typ IIB führen.

### 3.5 Statistische Auswertung

Die Auswertung der im Rahmen der Studie gesammelten Daten wurde mit Excel 2007 und 2008 durchgeführt. Zur statistischen Auswertung wurde PASW Statistics (früher SPSS Statistics) verwendet.

Zur Bestimmung von statistischen Auffälligkeiten, bei der Lageveränderungen zwischen den einzelnen Draht- beziehungsweise Schraubenpositionen, wurde der Wilcoxon - Vorzeichen - Rang - Test ausgewählt. Dieser ermöglicht den Vergleich zweier, von einander abhängiger, nicht normal verteilter, Gruppen. Die Signifikanzgrenze ( $p$ ) wurde auf 0,05 festgelegt.

Geprüft wurde die Veränderung der Draht- / Schraubenposition zwischen der ersten intraoperativen Drahtlage und der letzten intraoperativen Drahtlage sowie zwischen der letzten intraoperativen Drahtlage und der postoperativen Schraubenlage. Die operierten Wirbelkörper (Th3 bis S1) wurden dabei für sich betrachtet.

Um eine statistisch relevante Veränderung der Strahlenexposition im Verlauf der Studie zu ermitteln wurde der Spearmans - Rang - Korrelationskoeffizient bestimmt. Dieser dient dem Vergleich von Rangfolgen mit nonparametrischen Werten.

Angewandt wurde der Test sowohl auf die Strahlendosis (Radiation dose), als auch auf die Bestrahlungszeit (Radiation duration).

Die Revisionsquoten wurden stets in Bezug auf die Operationszahl berechnet und die prozentuale Verteilung der einzelnen Drähte beziehungsweise Schrauben auf die Gesamtzahl der Drähte beziehungsweise Schrauben.



### 3.6 Strahlenbelastung

Die Strahlenbelastung für Patient und Operateur so niedrig wie möglich zu halten ist, seit bekannt werden der durch sie verursachten Kurz- und vor allem Langzeitschäden, von zentralem Interesse.

Das ARCADIS Orbic 3D (Siemens Healthcare), welches wir für die Durchführung der intraoperativen Scans verwendet haben ist ein isozentrischer C-Bogen der neuesten Generation. Er verfügt über definierte Aufnahmeprotokolle, welche die Verwendung im Operationssaal vereinfachen. Zusätzlich stehen zwei, manuell wählbare, Ausnahmemodi (low / high) zur Wahl.(6)

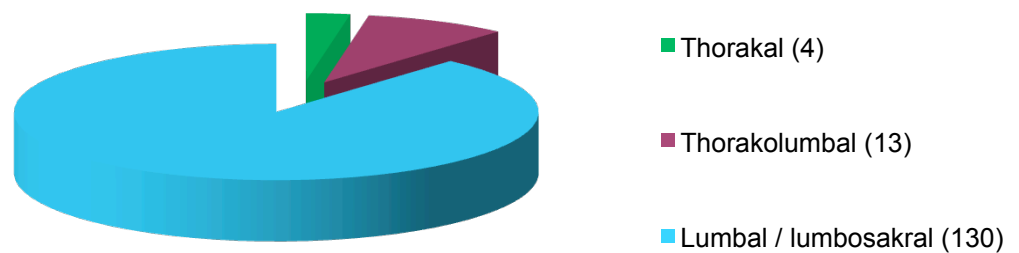
- Low -Modus: Röhrenspannung: 69 kVp  
Expositionszeit: 3659 ms  
Röhrenstrom: 9300  $\mu$ A  
Dosisflächenprodukt: 107 cGy x  $\text{cm}^2$   
Anzahl der Bilder: 50
- High - Modus: Röhrenspannung: 68 kVp  
Expositionszeit: 7059 ms  
Röhrenstrom: 8100  $\mu$ A  
Dosisflächenprodukt: 90 cGy x  $\text{cm}^2$   
Anzahl der Bilder: 100

Die Strahlenexposition für den Patienten liegt dabei, im Bereich des Spinalkanals, um 83,6 beziehungsweise 87,9 % (high / low) unter der, welche bei der Durchführung einer konventionellen Computertomographie (Somatron Sensation 64-Zeiler, Siemens Healthcare) zu erwarten wäre.(6)

## 4 Resultate

An den in Rahmen der Studie behandelten 136 Patienten wurden insgesamt 147 Operationen durchgeführt. Die Diskrepanz zwischen Eingriffen und Patienten liegt darin, dass es bei einigen Patienten zu Revisionsoperationen gekommen ist. Der Grund der Revision wird in Kapitel 4.2.1 weiter erörtert. Die Verteilung der Operationen auf die einzelnen Wirbelsäulenabschnitte ist der Abbildung 41 zu entnehmen.

Abbildung 41: Verteilung der Operationslokalisation



Die Verteilung der Operationen auf die unterschiedlichen Operationstechniken ist der Tabelle 4 zu entnehmen.

Tabelle 4: Verteilung von Operationslokalisation und –  
technik

| Technik   |     | OP-Zahl | Patientenzahl |
|-----------|-----|---------|---------------|
| rigide    |     | 130     | 119           |
| dynamisch |     | 10      | 10            |
| hybrid    | d-r | 5       | 5             |
|           | r-d | 2       | 2             |

Insgesamt wurden im Rahmen der Studie 739 Pedikelschrauben gesetzt.

## 4.1 Auswertung der Draht- beziehungsweise Schraubenlage

Wie in Kapitel 3.4 beschrieben wurde die Lage der Drähte beziehungsweise Schrauben anhand der, von uns modifizierten, Klassifikation von Rongming Xu et al. ausgewertet.

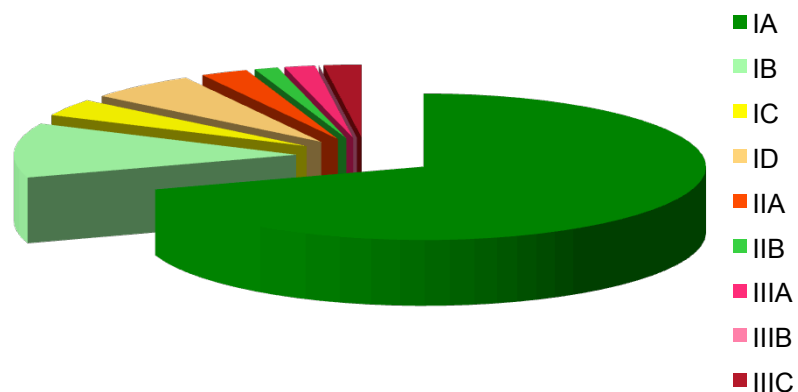
### 4.1.1 Auswertung der intraoperativen Drahtlage

Die Auswertung der Drahtlage erfolgte anhand der mittels 3D - Fluoroskopie gewonnenen Bilder. Bei einigen Patienten wurden aufgrund von Drahtfehlagen mehrere Scans durchgeführt. Im Rahmen der Auswertung wollen wir nur auf den ersten sowie den letzte Scan eingehen.

#### 4.1.1.1 Erster Draht

Bei der Auswertung des ersten intraoperativen Scans lag die Quote der unbefriedigend platzierten Drähte (IIA, IIIA, IIIB, IIIC) bei 6,63 %. 10,02 % wurden für befriedigend (IC, ID) und 83,35 % (IA, IIB, IB) für gut, beziehungsweise sehr gut befunden. (Abbildung 42, Tabelle 7)

Abbildung 42: Drahtlage, erster intraoperativer Scan

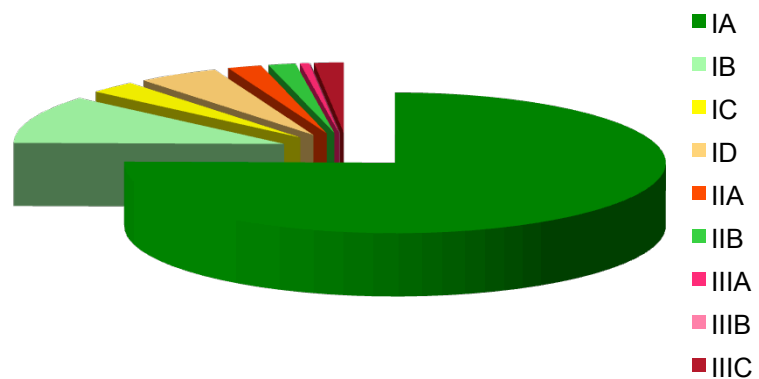


### 4.1.1.2 Drahtendlage

Die Auswertung der letzten, vor Einbringen der Schrauben, durchgeführten Scans ergab eine Verbesserung der Drahtposition. 4,33 % der Drähte wurden als unbefriedigend bewertet. 7,71 % als befriedigend und 87,96 % als gut beziehungsweise sehr gut. (Abbildung 43, Tabelle 7)

In 25 Fällen konnte eine sehr geringe Einbringtiefe der Kirschner-Drähte verzeichnet werden. Die Drahtspitze befand sich dabei noch innerhalb des Pedikels und nicht im Wirbelkörper. In Kapitel 5.1.2 werden diese Drähte und die daraus resultierenden Lageabweichungen im Detail behandelt.

Abbildung 43: Drahtlage, letzter intraoperativer Scan



### **4.1.1.3 Intraoperative Veränderung der Drahtlage**

Insgesamt wurden 74 Kirschner - Drähte, vor Einbringen der kanülierten Schrauben, in ihrer Lage korrigiert. Die Korrekturquote beläuft sich somit auf 10,01 %. Beim Vergleich der im ersten intraoperativen sowie im letzten intraoperativen Scan vorhandenen Drahtlage, ist in 63 Fällen eine Änderung des Klassifikationsgrades festzustellen. Die Differenz zwischen 74 Korrekturen und 63 Drahtänderungen beruht darauf, dass in einigen Fällen mehrere Korrekturen mit anschließendem Scan durchgeführt wurden. In 55 Fällen (74,32 % der Korrekturen) wurde durch die Korrektur eine Verbesserung der Drahtposition erreicht. (Tabelle 5)

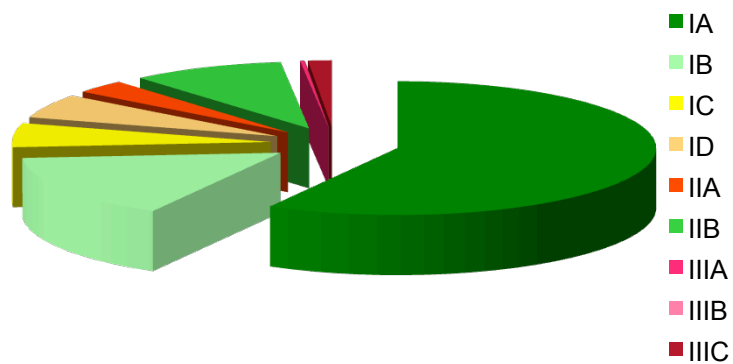
Statistisch auffällige Veränderung der Drahtposition konnte ausschließlich an den Wirbelkörper L4 und L5 erkannt werden. Bei beiden war eine hochsignifikante ( $p < 0,0001$ ) Verbesserung der Drahtposition zu verzeichnen.



### 4.1.2 Auswertung der postoperativen Schraubenlage

Die Lage der Schrauben wurde anhand der postoperativ angefertigten CT - Daten überprüft und ausgewertet. 83,36 % der Schrauben wurden für gut beziehungsweise sehr gut befunden und 11,64 % für befriedigend. Die Quote der für unbefriedigend befundenen Schrauben lag bei 5,00 %. . (Abbildung 44, Tabelle 7)

Abbildung 44: Postoperative Schraubenlage



Die im Rahmen der Studie aufgetretene Perforationsquote der eingebrachten Pedikelschraube (Perforationen nach medial) beläuft sich auf 9,34%.

### 4.1.3 Vergleich der intraoperativen mit der postoperativen Lage

Beim Vergleich von intraoperativer Drahtlage und postoperativer Schraubenlage wurden insgesamt 218 Positionsveränderungen festgestellt. 97 davon sind auf den größeren Durchmesser der Pedikelschraube im Vergleich zum Kirschner-Draht zurück-



zuführen (IA>IB, IA>IC, IIB>IB, IB>IC, IC>IIA), 52 auf ein tieferes Einbringen der Pedikelschraube (IA>IIB). In 39 Fällen war eine Verbesserung der Position festzustellen. Von den 39 Fällen ist in 21 Fällen davon auszugehen, dass eine bewusste Lagekorrektur durch den Operateur stattgefunden hat. In 30 Fällen ist eine Verschlechterung der Schraubenposition eingetreten. In 5 Fällen ist dies auf zu kurz eingebrachte Kirschner-Drähte zurückzuführen. (Tabelle 6)

Tabelle 6: Positionsveränderung zwischen letztem intraoperativem Scan und postoperativem CT

| Letzter Draht > Schraube |        |  |           |        |
|--------------------------|--------|--|-----------|--------|
| Wechsel                  | Anzahl |  | Wechsel   | Anzahl |
| IA>IIB                   | 52     |  | ID>IIA    |        |
| IA>IB                    | 57     |  | ID>IIIA   |        |
| IA>IC                    | 10     |  | ID>IIIB   |        |
| IA>ID                    | 15     |  | ID>IIIC   |        |
| IA>IIA                   | 5      |  | IIA>IA    | 2      |
| IA>IIIA                  | 1      |  | IIA>IIB   | 3      |
| IA>IIIB                  |        |  | IIA>IB    | 2      |
| IA>IIIC                  | 4      |  | IIA>IC    |        |
| IIB>IA                   | 1      |  | IIA>ID    |        |
| IIB>IB                   | 1      |  | IIA>IIIA  |        |
| IIB>IC                   |        |  | IIA>IIIB  |        |
| IIB>ID                   |        |  | IIA>IIIC  | 1      |
| IIB>IIA                  |        |  | IIIA>IA   | 2      |
| IIB>IIIA                 |        |  | IIIA>IIB  |        |
| IIB>IIIB                 |        |  | IIIA>IB   |        |
| IIB>IIIC                 |        |  | IIIA>IC   |        |
| IB>IA                    | 7      |  | IIIA>ID   |        |
| IB>IIB                   | 2      |  | IIIA>IIA  | 1      |
| IB>IC                    | 22     |  | IIIA>IIIB |        |
| IB>ID                    | 1      |  | IIIA>IIIC |        |
| IB>IIA                   | 3      |  | IIIB>IA   |        |
| IB>IIIA                  |        |  | IIIB>IIB  |        |
| IB>IIIB                  |        |  | IIIB>IB   |        |
| IB>IIIC                  |        |  | IIIB>IC   |        |
| IC>IA                    | 2      |  | IIIB>ID   |        |
| IC>IIB                   | 1      |  | IIIB>IIA  |        |
| IC>IB                    | 1      |  | IIIB>IIIA |        |
| IC>ID                    |        |  | IIIB>IIIC |        |
| IC>IIA                   | 7      |  | IIIC>IA   | 3      |
| IC>IIIA                  |        |  | IIIC>IIB  | 1      |
| IC>IIIB                  |        |  | IIIC>IB   | 2      |
| IC>IIIC                  |        |  | IIIC>IC   |        |
| ID>IA                    | 5      |  | IIIC>ID   |        |
| ID>IIB                   | 2      |  | IIIC>IIA  | 1      |
| ID>IB                    | 1      |  | IIIC>IIIA |        |
| ID>IC                    |        |  | IIIC>IIIB |        |
| Legende:                 |        | <b>Besser</b><br><b>Schlechter</b><br>Schlechter wegen Schraubenlänge<br>Schlechter wegen Schraubendurchmesser |           |        |

Statistisch signifikante, beziehungsweise hoch signifikante Verbesserungen der Draht- beziehungsweise Schraubenposition konnten an den Wirbelkörpern L2 ( $p=0,001$ ), L3 ( $p=0,040$ ) und L5 ( $p=0,000$ ) verzeichnet werden.

Tabelle 7: Verteilung der Draht-/Schraubenposition intra- und postoperativ

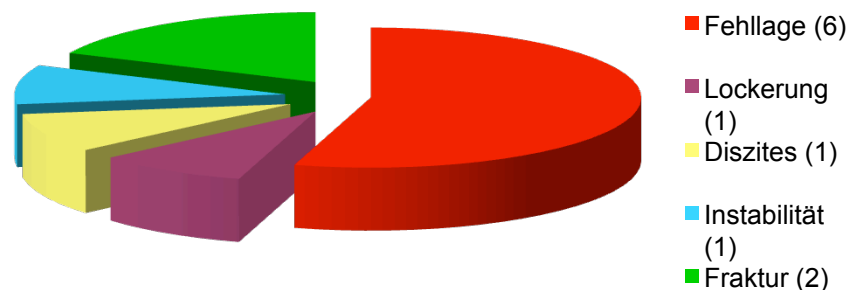
| Position | Intraoperativ |       |         |       | Postoperativ |       |
|----------|---------------|-------|---------|-------|--------------|-------|
|          | 1.Draht       |       | Endlage |       | Anzahl       | %     |
|          | Anzahl        | %     | Anzahl  | %     |              |       |
| IA       | 517           | 69,96 | 556     | 75,24 | 430          | 58,19 |
| IB       | 89            | 12,04 | 82      | 11,10 | 115          | 15,56 |
| IC       | 28            | 3,79  | 21      | 2,84  | 43           | 5,82  |
| ID       | 46            | 6,23  | 36      | 4,87  | 43           | 5,82  |
|          |               |       |         |       |              |       |
| IIA      | 20            | 2,71  | 15      | 2,03  | 24           | 3,25  |
| IIB      | 10            | 1,35  | 12      | 1,62  | 71           | 9,61  |
|          |               |       |         |       |              |       |
| IIIA     | 13            | 1,76  | 4       | 0,54  | 2            | 0,27  |
| IIIB     | 0             | 0,00  | 0       | 0,00  | 0            | 0,00  |
| IIIC     | 16            | 2,16  | 13      | 1,76  | 11           | 1,48  |
|          |               |       |         |       |              |       |
| Gesamt   | 739           | 100   | 739     | 100   | 739          | 100   |

## 4.2 Komplikationen

### 4.2.1 Revisionen

Bei neun Patienten kam es zu Revisionsoperationen. Eine Patientin wurde im Studienzeitraum drei mal revidiert. Die Gesamtrevisionsquote beläuft sich auf 7,48% (11 Operationen). Der Grund für die Revisionseingriffe waren Schraubenfehlagen, Wirbelkörperfrakturen, erneut eingetretene Instabilität im operierten Segment, Anschlussinstabilität, Schraubenlockerung und Diszitis (Abbildung 45).

Abbildung 45: Revisionsindikationen



11 Schrauben (1,49 %) mussten aufgrund einer Fehllage revidiert werden. Die dadurch resultierende Revisionsquote beläuft sich somit auf 4,08 % (6 Operationen). Es wurden nicht alle als unbefriedigend klassifizierten Schrauben revidiert. Schrauben, die neurologisch unauffällig waren und bei denen es unwahrscheinlich erschien, dass ein Revisionseingriff eine Verbesserung der Schraubenposition erzielen würde, wurden belassen.

10 Schrauben wurden im Rahmen von Revisionseingriffen endgültig entfernt, da die Wirbelkörper aufgrund von Diszitis oder Fraktur nicht mehr zu nutzen waren.

Aufgrund von Anschlussinstabilität, Wirbelkörperfraktur und Diszitis wurden in 6 Operationen (5 Patienten) Erweiterungen um insgesamt 10 Segmente (20 Schrauben) vorgenommen.

#### **4.2.2 Neurologische Defizite und postoperative neu aufgetretene Schmerzen**

In 10 Fällen (6,8 %) gaben Patienten postoperativ neu aufgetretene neurologische Defizite an. In drei Fällen (2,0 %) war eine Fußheberschwäche festzustellen. Lumboischialgien traten nach fünf Operationen, Hypästhesien nach zwei Operationen auf. Von den betroffenen Patienten gaben drei eine deutliche Besserung der neurologischen Defizite im Laufe des postoperativen stationären Aufenthalts an.

Eine Korrelation zwischen neurologischem Defizit und einer Schraubenfehlage konnte nur in 2 Fällen (1,36 %) gefunden werden. Bei einem Patienten mit einer linksseitigen Lumboischialgie konnte am postoperativen CT eine mediale Perforation der Pedikelwand größer 2 Millimeter (Schraubenlage IIA) an L5 festgestellt werden. Da sich die Beschwerdesymptomatik im Laufe des postoperativen stationären Aufenthaltes zurückbildete wurde von einem Revisionseingriff abgesehen. Im zweiten Fall ist ebenfalls eine linksseitige Lumboischialgie aufgetreten. Diese war auf eine Schraubenlage vom Typ IIIA an L3 zurückzuführen. Im Rahmen eines Zweiteingriffs fand eine Reposition der Schraube (Schrauben-

lage anschließend IB) statt. Die Lumbioschalgie zeigte sich postoperativ nicht mehr.

### 4.2.3 Wundheilungsstörungen

Im Rahmen des Postoperativen, stationären Aufenthalts der Patienten ist es in 15 Fällen (10,20 %) zu Komplikationen gekommen. (Tabelle 8)

Tabelle 8: Wundheilungsstörungen

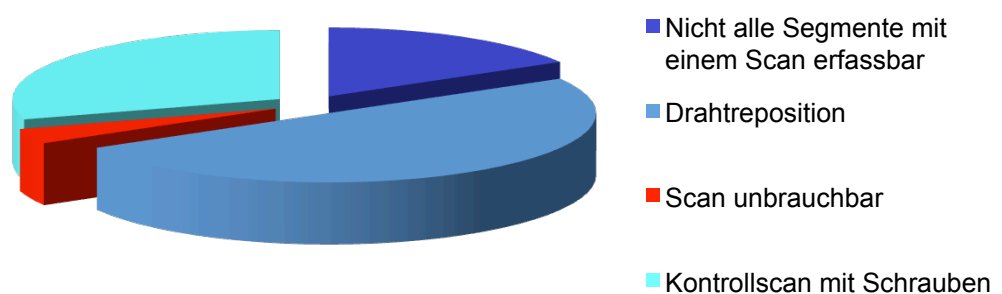
| <b>Art der Wundheilungsstörung</b>           | <b>Anzahl</b> | <b>%</b> |
|--|---------------|----------|
| Liquorleck                                   | 6             | 4,08     |
| Liquorfistel                                 | 3             | 2,04     |
| Spinales Hämatom                             | 1             | 0,68     |
| Wundinfektion                                | 2             | 1,36     |
| Nicht genauer definierte Wundheilungsstörung | 3             | 2,04     |
| Gesamt                                       | 16            | 10,20    |

Im Rahmen des postoperativen stationären Aufenthaltes wurde in zwei Fällen eine Liquordrainage angelegt, in zwei Fällen wurde eine Punktion durchgeführt. In drei Fällen (2,04%) war ein Revisionseingriff erforderlich um den Austritt von Liquor zu unterbinden.

### 4.3 Strahlenbelastung

Wie in Kapitel 3.4 beschrieben wurden bei allen Patienten ein intraoperativer 3D - Scan, mit dem ARCADIS Orbic 3D (Siemens Healthcare), zur Bestimmung der intrapedikulären Drahtlage durchgeführt. Bei einigen Patienten mussten mehrere Scans durchgeführt werden. Die durchschnittliche Scanzahl pro Patient betrug 1,61 (min. 1 , max. 4). Indikationen zur Durchführung weiterer Scans sind der nachfolgenden Grafik zu entnehmen. (Abbildung 46)

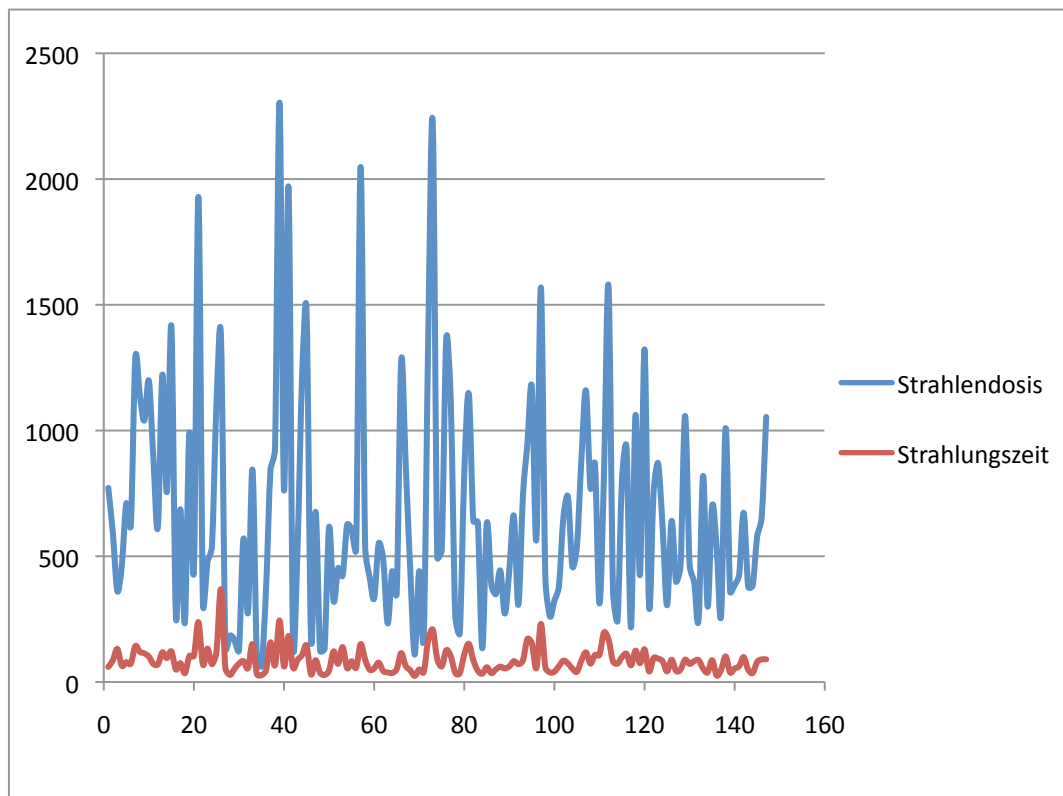
Abbildung 46: Ursachen für mehrfache Durchführung von 3D-Scans



Die 25 Kontrollscans mit Schrauben wurden zu Anfang der Studie durchgeführt. Darauf wird in Kapitel 5.1.7 genauer eingegangen.

Die durchschnittliche Strahlungszeit (Scans und Durchleuchtungen) betrug 115,66 Sekunden (Range 71 - 632). Die durchschnittliche Strahlendosis betrug 932,94 cGy x cm<sup>2</sup> (Range 247 -6829). Das nachfolgende Diagramm zeigt den Verlauf von Strahlendosis und Strahlungsdauer je operiertem Segment. (Abbildung 47)

Abbildung 47: Strahlendosis und –zeit im zeitlichen Verlauf



Eine statistisch signifikante Reduktion von Strahlungsdauer und Strahlendosis im Laufe der Zeit war nicht festzustellen. Bei genauer Betrachtung des Diagramms fällt jedoch auf, dass ungefähr ab der achtzigsten Operation die Peaks der Strahlendosis deutlich geringer ausfallen. Ein Trend zur Strahlenreduktion ist somit festzustellen. Dieser wird auch dadurch untermauert, dass beim Vergleich der Strahlendosis der ersten zehn Operationen (durchschnittliche  $830,75 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$  je Segment) mit den letzten zehn Operationen (durchschnittliche  $559,36 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$  je Segment) eine Strahlenreduktion von 25,4 % festzustellen war.



## 5 Diskussion

### 5.1 Auffälligkeiten und Probleme

Bei der Auswertung der Positionsveränderungen zwischen den intraoperativen 3D - Scans sowie zwischen dem letzten intraoperativen 3D - Scan und dem postoperativ angefertigten CT der LWS ergaben sich einige kritische Punkte, die das optimale Operationsergebnis beeinflussen könnten bzw. beeinflusst haben.

#### 5.1.1 Vergleich zwischen Draht- und Schraubenposition

Da die eingebrachten Pedikelschrauben einen deutlich größeren Durchmesser als der eingebrachte Kirschner-Draht haben und häufig auch tiefer in die Wirbelkörper eingebracht wurden treten zwangsläufig Positionswechsel zwischen dem letzten intraoperativem 3D - Scan und dem postoperativ angefertigten CT der LWS auf. Um der dadurch entstehenden möglichen Verschlechterung der Schraubenlage im Vergleich zur Drahtlage Rechnung zu tragen, wurden die Positionswechsel IA>IIB, IA>IB, IA>IC, IIB>IB, IB>IC sowie IC>IIA im Ergebnissteil gesondert markiert und aufgeführt. Ein exakter Vergleich der Positionen ist dennoch nicht möglich. Die intrapedikuläre Lage der Schraube und deren Länge konnte jedoch intraoperativ bestimmt werden. Die letztliche Länge und Durchmesser der Pedikelschraube konnte somit adäquat simuliert werden. Ausschlaggebend für den korrekten Sitz war der Abstand des Drahtes zur Kortikalis des Pedikels sowie die Trajektorie innerhalb des Wirbelkörpers.

## 5.1.2 Auswirkungen von zu kurz eingebrachten Kirschner-Drähten

Wie in Kapitel 4.1.1.2 beschrieben sind im zuletzt durchgeführten intraoperativen 3D - Scan 25 Drähte durch eine sehr kurze Eindringtiefe aufgefallen. Die Eindringtiefe wurde als zu kurz gewertet, wenn der eingebrachte Kirschner-Draht nur marginal hinter der Vorderkante des Wirbelkörpers oder sogar noch im Pedikel endete. Auffällig war, dass es bei diesen Drähten überdurchschnittlich häufig (9 Drähte) zu einer Positionsveränderung zwischen Draht und Schraube kam. (Tabelle 9)

Tabelle 9: Zu kurz eingebrachte Kirschner-Drähte bei denen deutliche Positionsveränderungen auftraten

| Intra-OP | Post-OP | Anzahl |
|----------|---------|--------|
| IC       | IA      | 2      |
| IA       | IIA     | 1      |
| IA       | IIIC    | 2      |
| IA       | IC      | 2      |
| IA       | ID      | 2      |

Berücksichtigt man dabei dass eine „Verschlechterung“ der Position von IA zu IC auf den Schraubendurchmesser zurückzuführen sein kann, sind es noch immer 7 Schrauben, deren Position vom zuvor eingebrachten Draht deutlich abweicht. Wie der Tabelle 9 zu entnehmen ist hatte dies in 5 Fällen eine schlechtere Schraubenposition zur Folge. Eine ungeplante Lageveränderung ist somit bei 28 % der Drähte mit geringer Einbringtiefe zu verzeichnen. Bei korrekter Einbringtiefe der Kirschner - Drähte liegt die Quote der Lageveränderungen unter Einberechnung der Faktoren erhöhter Schrauben-

durchmesser, Schraubenlänge und bewusste Positionskorrektur bei 5,41 %. Durch das zu kurze Einbringen der Kirschner-Drähte hat die Pedikelschraube keine ausreichende Führung. Die Erhaltung der Trajektion innerhalb des Wirbelkörpers ist somit nicht mehr optimal gegeben. Die Schraubenposition ist daher nicht sicher vorhersagbar.

### **5.1.3 Intraoperativ erkennbare Fehllagen**

Bei 3 Operationen (6 Schrauben) waren die Schraubenfehllagen bereits, anhand der durch den intraoperativ durchgeführten 3D - Scan dargestellten unbefriedigenden Drahtposition, vorhersehbar und erkennbar. Eine Korrektur blieb dennoch aus, da der Operateur keine Chance sah, eine bessere Position zu erzielen oder eine adäquate Auswertung des Scans nicht durchgeführt wurde. Aufgrund der Fehllagen wurden im Rahmen von Revisionseingriffen zwei dieser Pedikelschrauben repositioniert (IIIA>IIB, IIIC>IB). Eine Schraube (IIIC) musste endgültig entfernt und die Versteifung um ein Segment erweitert werden. Drei Schrauben die als IIA klassifiziert wurden, konnten, da sie nicht mit neurologischen Defiziten korrelierten, belassen werden.

### **5.1.4 Verschlechterung der Drahtposition durch Lageveränderung von Seiten des Operateurs**

In 10 Fällen ist es im Rahmen der Positionsveränderung des Kirschner - Drahtes nach dem ersten 3D - Scan zu einer ungewollten Lageveränderung gekommen. (Tabelle 10)

In drei Fällen (IC>ID, IIA>ID, IIIA>IIIC) ist von einer Überkorrektur auszugehen. In einem Fall wurde der Draht tiefer gesetzt um einen stabileren Halt und eine bessere Führung der Schraube zu gewährleisten. Die Ursache für die Repositionierung der restlichen 6 Drähte ist im Nachhinein nicht erklärbar. Am wahrscheinlichsten ist ein Verlust des Kirschner-Drahts intraoperativ durch Manipulation. Dabei kam es in einigen Fällen zum ungewollten Entfernen des eingebrachten K-Drahtes. Dieses Problem wurde besonders am Anfang des Untersuchungszeitraums festgestellt und durch bessere Sicherungsmaßnahmen reduziert.

Tabelle 10: Positionswechsel durch bewusste Korrektur des Operateurs

| Positionswechsel | Anzahl |
|------------------|--------|
| IA>ID            | 2      |
| IA>IIA           | 1      |
| IA>IIB           | 1      |
| IB>IC            | 1      |
| IC>ID            | 1      |
| IC>IIA           | 1      |
| ID>IIIC          | 1      |
| IIA>ID           | 1      |
| IIIA>IIIC        | 1      |

## 5.1.5 Übereinstimmung von Draht- und Schraubenposition

Wie in Kapitel 5.1.1 beschrieben ist ein direkter Vergleich zwischen Draht- und Schraubenposition nicht möglich. Bei Berücksichtigung der beschriebenen Einschränkungen sowie der Tatsache, dass in 21 Fällen eine bewusste Korrektur der Schraubenposition zwischen letztem intraoperativem Scan und postoperativem CT stattgefunden haben, liegt die Übereinstimmung bei 93,51 %.

Die 48 Fälle (6,49 %), in welchen eine deutliche Abweichung zwischen dem letzten intraoperativ eingebrachtem Draht und der Pedikelschraube festzustellen war, wurden auf Auffälligkeiten untersucht. Die einzelnen Positionswechsel sind der Tabelle 11 zu entnehmen.

Tabelle 11:  
Inkongruenzen zwischen letztem Draht und Schraube

| Positionsverbesserung |        | Positionsverschlechterung |        |
|-----------------------|--------|---------------------------|--------|
| Wechsel               | Anzahl | Wechsel                   | Anzahl |
| IIB>IA                | 1      | IA>ID                     | 15     |
| IB>IA                 | 7      | IA>IIA                    | 5      |
| IB>IIB                | 2      | IA>IIIA                   | 1      |
| IC>IIB                | 1      | IA>IIIC                   | 4      |
| IC>IB                 | 1      | IB>ID                     | 1      |
| ID>IA                 | 3      | IB>IIA                    | 3      |
| ID>IIB                | 2      |                           |        |
| IIA>IA                | 1      |                           |        |
| IIIA>IIA              | 1      |                           |        |
| Gesamt                | 19     | Gesamt                    | 29     |

Bei der Untersuchung zeigte sich, dass in 5 Fällen die Einbringtiefe des Kirschnerdrahtes zu kurz war (siehe Kapitel 5.1.2). Eine auffällig hohe Zahl an Positionswechseln zeigten sich außerdem zwischen IA - Drähten und ID - Schrauben. Nach Abzug der zu kurz eingebrachten Drähte kam es in 13 Fällen zu diesem Wechsel. Ein nahe der lateralen Pedikelkortikalis eingebrachter Kirschner-Draht führte somit häufig zu einer Schraube in ID - Position. Auch Positionswechsel von IB - Drähten zu IA - Schrauben waren mit 7 Fällen überdurchschnittlich häufig. Dies kann über die Führung innerhalb der Kortikalis erklärt werden. Denn bei regelrechter Trajektorie wird die Pedikelschraube innerhalb der Pedikelkortikalis geführt. Somit kann die eigentliche Übereinstimmung des intraoperativen Scans mit dem durchgeführten postoperativen CT der LWS beziehungsweise BWS mit 96,75% angegeben werden.

### **5.1.6 Unbefriedigend liegende Schrauben / postoperative Fehllagen**

Insgesamt wurden im Rahmen der postoperativen CT Untersuchungen 37 Schrauben (5,00 %) als unbefriedigend klassifiziert. Eine genaue Aufschlüsselung der Schraubenpositionen ist der Tabelle 12 zu entnehmen.

Tabelle 12: Unbefriedigend liegende Schrauben

| Wirbelkörper | Anzahl | Position                  |                |
|--------------|--------|---------------------------|----------------|
|              |        | Links                     | Rechts         |
| TH 3         | 1      |                           | IIIC           |
| TH4          |        |                           |                |
| TH5          |        |                           |                |
| TH6          |        |                           |                |
| TH7          |        |                           |                |
| TH8          |        |                           |                |
| TH9          | 3      |                           | 2*IIIC, IIA    |
| TH10         |        |                           |                |
| TH11         | 1      | IIA                       |                |
| TH12         | 3      | IIIC                      | 2*IIA,         |
| L1           | 2      |                           | 2*IIIC         |
| L2           |        |                           |                |
| L3           | 4      | IIA, IIIA                 | 2*IIA          |
| L4           | 7      | 2*IIA, IIIA               | 2*IIA, 2*IIIC  |
| L5           | 15     | 6*IIA, 3*IIIC             | 6*IIA          |
| S1           | 1      | IIA                       |                |
| Gesamt       | 37     | 11*IIA, 2*IIIA,<br>4*IIIC | 13*IIA, 7*IIIC |
|              |        | 24*IIA, 2*IIIA, 11*IIIC   |                |

Eine bevorzugte Seite ist bei den Schraubenfehlagen nicht zu erkennen. Dies liegt vermutlich daran dass die, im Rahmen der Studie erfassten Operationen von unterschiedlichen Chirurgen durchgeführt wurden. Eine Häufung der Fehllagen in einem speziellen Segment ist ebenfalls nicht erkennbar. Dass am meisten Fehllagen in den Segmenten L4 und L5 aufgetreten sind korreliert mit der Tatsache, dass diese Segmente am häufigsten operiert wurden. 13 der 37 unbefriedigenden Schraubenpositionen sind durch Positionsveränderungen

zwischen letztem intraoperativem Draht und Schraube entstanden. Von diesen 13 Lageabweichungen sind 3 auf zu kurz eingebrachte Kirschner - Drähte zurückzuführen (siehe Kapitel 5.1.2).

Von der unbefriedigende liegenden Schrauben wurden im Rahmen von 6 Revisionsoperationen (4,08%) 9 Schrauben ausgetauscht und 2 Schrauben endgültig entfernt (insgesamt 11 Schrauben, 1,49%) .

### **5.1.7 Auswertbarkeit von 3D-Scans mit Schraube**

Zu Beginn der Studie wurde nach Einbringen der Pedikelschrauben ein intraoperativer Kontrollscan durchgeführt. Grundgedanke dabei war, dass dadurch auf das postoperative CT verzichtet werden könnte und somit die Strahlenexposition des Patienten reduziert würde. Da sich herausstellte, dass die Beurteilbarkeit im Vergleich zum postoperativen CT deutlich schlechter war (Abbildung 32) wurde die Durchführung von Kontrollscans mit Schrauben frühzeitig eingestellt.

Dass die Auswertbarkeit von 3D-Scans im Vergleich zur CT zur Beurteilung lumbal eingebrachter Pedikelschrauben deutlich schlechter ist, wird auch durch eine Studie, die Kluba 2009 am Universitätsklinikum Tübingen durchführte bestätigt. Dieser verglich die Auswertbarkeit von 3D-Scans mit Schraube mit postoperativen CTs (102 Schrauben). (67, Seite 477) Amato kommt in seiner 2010 veröffentlichten Studie zu dem Ergebnis, dass die Auswertbarkeit von 3D-Scans mit Schrauben keine Nachteile gegenüber Konventionellen CTs habe. (1, Seite 306)



## **5.2 Verbesserung der Schraubenposition durch intraoperative Reposition des Kirschner-Drahtes**

Da, wie in Kapitel 5.1.1 beschrieben, ein exakter Vergleich zwischen Draht und Schraubenposition nur indirekt gezogen werden kann, wurde entschieden, die Verbesserung der Lage durch Vergleich der beim ersten intraoperativ durchgeführten 3D - Scan ermittelten Drahtposition mit der im letzten intraoperativem 3D - Scan ermittelten Drahtposition darzustellen. Durch Reposition der Kirschner - Drähte wurde eine eindeutige Positionsverbesserung erzielt. Sowohl der Anteil der befriedigenden Drähte (- 2,31 %), als auch der Anteil der unbefriedigenden Drähte (- 2,30 %) sank. 87,96 % der Drähte konnten als gut oder sehr gut klassifiziert werden. Die Perforationsquote (nach medial) erfuhr eine Reduktion um 2,85 % ausgehend von 8,26 % bei den zuerst gescannten Drähten auf 5,41 % bei den zuletzt gescannten Drähten.

Unter Einberechnung der im Rahmen der Studie aufgetretenen Positionsverschlechterung zwischen Drahtendlage und Schraubenlage sowie unter Voraussetzung der gleichen Anzahl an Korrekturen läge die theoretische Perforationsquote beim Platzieren der Schrauben ausgehend von der ersten Drahtposition bei 12,54 %. Demnach hätte die Verwendung des Systems eine theoretische Reduktion der Perforationsquote um 3,20 % erzielt.

Hervorzuheben ist, dass gerade die unbefriedigenden Positionen (IIIA, IIIC) sowohl durch Reposition der Kirschner-Drähte, als auch durch bewusste Positionskorrektur nach letztem intraoperativem 3D - Scan reduziert wurden. Beim ersten intraoperativem 3D - Scan wurden 13 Drahtlagen vom Typ IIIA und 16 vom Typ IIIC (zusammen 3,92 %) und beim letzten intraoperativem 3D - Scan 4 Drahtlagen vom Typ IIIA und 13 vom Typ IIIC (zusammen 2,30 %) festgestellt. Das postoperativ angefertigte CT zeigte nur 2 Schraubenlagen vom Typ IIIA und 11 vom Typ IIIC (zusammen 1,75 %). Von diesen 13 Schrauben war in 2 Fällen (beide IIIC), der

Kirschner-Draht zu kurz eingebracht, in 3 Fällen (2\*IIIC, 1\*IIIA) war die Fehllage bereits im intraoperativen 3D-Scan zu erkennen.

## 5.3 Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien

### 5.3.1 Schraubenlage

Der Vergleich der Schraubenpositionen zwischen verschiedenen Studien stellt sich kompliziert dar. Dies liegt zum Einen daran, dass unterschiedliche oder gar keine Klassifikationen verwendet werden. Diese sind nur schwer miteinander vergleichbar. Da auch Fehllagen je nach Autor sehr unterschiedlich beschrieben und gewertet werden, wird ausschließlich die Gesamtperforationsquote, sowie die Perforationsquote nach medial (sofern diese getrennt angegeben wurde) als Vergleichsgröße verwendet. Eine Übersicht aller zum Vergleich herangezogenen Studien sowie der daraus resultierenden Prozentwerte ist in Tabelle 13 aufgeführt.

Die Ergebnisse einiger Studien basieren ausschließlich auf der Auswertung von konventionellen Röntgenbildern, was eine genaue Ermittlung der Perforationsquote unmöglich macht. Wie in Kapitel 3.3 beschrieben, wurde bei uns die Auswertung anhand postoperativer Computertomographien durchgeführt. Im Vergleich von 23 Studien, bei denen 10991 Schraubenpositionen ausgewertet wurden, kam Reichle et al. zu einer durchschnittlichen Perforationsquote von 26,54 % bei Auswertung anhand postoperativem CT und 2,10 % bei Auswertung anhand konventioneller Röntgenbilder.<sup>(90)</sup> Farber et al. stellte im direkten Vergleich zwischen postoperativem CT und Röntgenbild fest, dass CT-Aufnahmen zehnmal so viele Verletzungen der medialen Pedikelwand zeigten.<sup>(16)</sup> Eine Studie der Universität von Bern kam zu dem Ergebnis, dass nur 41 % der Pedikelschraubenpositionen auf konventionellen Röntgenbildern korrekt dargestellt wurden. Zwei Drittel der im CT

erkennbaren Pedikelperforationen waren bei der Auswertung der konventionellen Röntgenbilder nicht aufgefallen.(7, Seite 406)

Im folgenden werden daher ausschließlich Studien zum Vergleich herangezogen, bei denen die Auswertung der Schraubenposition anhand postoperativer Computertomographien erfolgte.

Insgesamt wurden 47 Studien, bei denen verschiedene Operationstechniken zum Einsatz kamen herangezogen, um repräsentative Werte zu erhalten. Die durchschnittliche Perforationsquote nach medial lag bei 13,08 % (Range 1,20 % bis 40,54 %). Die durchschnittliche Gesamtporationsquote lag bei 19,58% (Range 1,20 % bis 47,77 %). In-vitro-Versuche wurden dabei aufgrund der deutlich abweichenden Voraussetzungen nicht einberechnet. (Tabelle 13 und 14) (18, Seite 11; 30, Seite 479; 101, Seite 28; 19, Seite 511; 104, Seite 225; 16, Seite 1494; 111, Seite 1200; 11, Seite 1320; 87, Seite 334; 71, Seite 402; 72, Seite 1254; 76, Seite 2239; 99, Seite 452; 80, Seite 297; 82, Seite 483; 81, Seite 39; 97, Seite 2215; 117, Seite 615; 3, Seite 2503; 77, Seite 1793; 65, Seite 111; 2, Seite 597; 84, Seite 1686; 110, Seite 386-387; 5, Seite 1469; 8, Seite 817; 75, Seite 736; 85, Seite 468; 86, Seite 33; 119, Seite 2919; 109, Seite 3; 113, Seite 821)

Tabelle 13: Gesamtperforationsquoten anderer Studien (in vivo)

| <b>Technik</b>                     |                     | Konventionell | Fluoroskopie<br>(2D) | 3D-Fluoroskopie | Navigation |
|------------------------------------|---------------------|---------------|----------------------|-----------------|------------|
| <b>Studienanzahl</b>               |                     | 13            | 6                    | 1               | 8          |
| <b>Perforations-<br/>quote (%)</b> | <b>Durchschnitt</b> | 28,17         | 15,53                | 21,98           | 9,70       |
|                                    | <b>Minimum</b>      | 8,50          | 5,20                 |                 | 1,20       |
|                                    | <b>Maximum</b>      | 47,50         | 47,77                |                 | 40,54      |

Die im Rahmen unserer Studie ermittelte mediale Perforationsquote von 9,34 % liegt somit im unteren Viertel der international berichteten Durchschnittsperforationsquote.

Neben der Perforationsquote spielt auch die Übereinstimmung von Draht- zu Schraubenposition eine entscheidende Rolle, wenn es darum geht die Qualität eines Verfahrens zur transpedikulären Stabilisierung einzuschätzen. Zum Vergleich werden zwei Metaanalysen herangezogen. Kosmopoulos et al. werteten, in einer 2007 vorgestellten Analyse, 130 Studien aus. Bei einer Gesamtzahl von 37377 Pedikelschrauben stellte er eine Übereinstimmung, zwischen intraoperativer Draht- oder Schraubenlage und postoperativer Pedikelschraubenlage, von 91,30 % fest. (68, Seite 112)

2009 verglichen Tian et al. die Ergebnisse mehrerer in-vivo - und in-vitro - Studien, im Rahmen derer insgesamt 7533 Pedikelschrauben gesetzt wurden. Die von ihm ermittelte Übereinstimmung lag bei 89,22 %. In einer Subgruppe, bei der die Operationen mit Hilfe CT-basierter Navigation durchgeführt

wurde stellte er eine Übereinstimmung von 90,76 % fest.(108, Seite 895)

Die Übereinstimmung in der vorliegenden Studie liegt bei 93,51 % und damit über dem Durchschnitt der erwähnten Metaanalysen und über dem Wert, welchen Tian et al. bei CT – navigations gestützten Verfahren ermittelt hat.

| Tabelle 14: Perforationsquoten anderer Studien |  |               |                    |                           |                          |                    |
|--|--|---------------|--------------------|---------------------------|--------------------------|--------------------|
| Hauptautor                                     | Titel  | OP-Technik    | Schrauben-<br>zahl | Auswertungs-<br>grundlage | Perforationen<br>(%)     | Fehl-<br>lagen (%) |
| Weinstein JN                                   | „Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assesment and surgical factors on successfull screw placement“ | Fluoroskopie  |                    | Rö                        | 21,00                    |                    |
| Matsuzaki J                                    | „Problems and solutions of pedicle screw plate fixation oft the lumbar spine“  | Konventionell | 297                | Rö                        | 0,00                     |                    |
| Gertzbein SD                                   | „Accuracy of pedicular screw placement in vivo“  | Konventionell | 166                | CT                        | 28,30                    | 6,00               |
| West JL  | „Complications of variable screw plate pedicle screw fixation“   | Konventionell | 783                | Rö                        | 6,13                     |                    |
| Jerosh J                                       | „Lagekontrolle von Pedikelschrauben nach instrumentierter dorsaler Fusion der Lendenwirbelsäule“   | Konventionell | 131                | CT                        | 39,84<br>Medial<br>28,50 |                    |
| Davne SH                                       | „Complications of lumbar spine fusion with transpedicular instrumentation“   | Konventionell | 2642               | Rö                        | 1,63                     |                    |

|             |  |               |      |    |         |  |
|-------------|--|---------------|------|----|---------|--|
| Dickmann CA | „Transpedicular screw rod fixation of the lumbar spine: Operative technique and outcome in 104 cases“      | Konventionell | 516  | Rö | 0,00    |  |
| Esses SI    | „Complications associated with the technique of pedicle screw fixation – A selected survey of ABS members“ | Konventionell | 3949 | Rö | 5,19    |  |
| Sim E       | „Location of transpedicular screws for fixation of the lower thoracic and lumbar spine“                    | Konventionell | 200  | CT | 8,50    |  |
| Sjöström L  | „CT-analysis of pedicles and screw tracts after implant removal in thoracolumbar fractures“                | Konventionell | 80   | CT | 20,00   |  |
| Soini J     | „The external fixation test for lumbar spine: 30 complications in 25 of 100 consecutive patients“          | Konventionell | 400  | Rö | 1,75    |  |
| Güven O     | „Postoperative evaluation of transpedicular screws with computer tomography“                               | Konventionell | 379  | CT | 9,76    |  |
|             |  |               |      |    | Medial  |  |
|             |  |               |      |    | 2,64    |  |
| Farber G    | „Accuracy of pedicle screw placement in lumbar fusion by plain radiographs and computer tomography“        | Konventionell | 74   | CT | 29,73   |  |
| Vaccaro AR  | „Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part II: An anatomical and radiographic assessment“    | Konventionell | 90   | CT | 38,54   |  |
|             |  |               |      |    | Medial  |  |
|             |  |               |      |    | 21,88   |  |
|             |  |               |      |    | Lateral |  |
|             |  |               |      |    | 16,66   |  |



|                 |  |                             |     |    |                 |       |
|-----------------|--|-----------------------------|-----|----|-----------------|-------|
| Castro WH       | „Accuracy of pedicle screw placement in the lumbar vertebrae“                      | Konventionell               | 131 | CT | 40,00           |       |
|                 |  |                             |     |    | Medial<br>29,00 |       |
|                 |  | Konventionell<br>(in vitro) | 42  | CT | Medial<br>23,81 |       |
| Odgers CJ       | „Accuracy of pedicle screw placement with assistance of lateral plain radiography“ | Fluoroskopie                | 238 | CT | 10,08           |       |
|                 |  |                             |     |    | Medial<br>7,56  |       |
|                 |  |                             |     |    | Lateral<br>2,52 |       |
| Laine T         | „Accuracy of pedicle screw insertion: A prospective study in 30 low back patients“ | Konventionell               | 152 | CT | 21,05           |       |
| Laine T         | „Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer assisted surgery“      | Konventionell               | 35  | CT |                 | 14,29 |
|                 |  | Navigation                  | 139 | CT |                 | 4,30  |
| Schwarzenbach O | „Accuracy of computer assisted pedicle screw placement“                            | Navigation                  | 162 | CT | 2,70            |       |

|                |   |               |     |    |                   |       |
|----------------|---|---------------|-----|----|-------------------|-------|
| Liljenqvist UR | „Pedicule screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis“  | Konventionell | 120 | CT | 47,50             |       |
|                |   |               |     |    | Medial<br>8,30    |       |
|                |   |               |     |    | Lateral<br>14,20  |       |
|                |   |               |     |    | Anterior<br>25,00 |       |
| Merloz P       | „Computer assisted surgery: Automated screw placement in the vertebral pedicle“ | Konventionell | 48  | CT |                   | 37,50 |
|                |   | Navigation    | 48  | CT |                   | 4,00  |
| Merloz P       | „Pedicule screw placement using image guided techniques“                        | Konventionell | 52  | CT |                   | 42,31 |
|                |   | Navigation    | 50  | CT |                   | 8,00  |
| Merloz P       | „Computer assisted spine surgery“   | Konventionell | 64  | CT |                   | 43,75 |
|                |   | Navigation    | 64  | CT |                   | 9,38  |
| Schulze        | „Clinical relevance of accuracy of pedicle screw placement“                     | Konventionell | 244 | CT | 40,98             | >2mm  |
|                |   |               |     |    | Medial<br>32,37   |       |
|                |   |               |     |    | Lateral<br>8,61   |       |

|             |   |                                  |      |                |                  |      |
|-------------|---|----------------------------------|------|----------------|------------------|------|
| Lonstein JE | „Complications associated with pedicle screws“  | Konventionell                    | 4790 | Rö             | 5,05             |      |
|             |   |                                  |      |                | Anterior<br>2,80 |      |
| Wiesner L   | „Clinical evaluation and computed tomography scan analysis of screw tracts after percutaneous insertion of pedicle screws in the lumbar spine“  | Fluoros-kopie                    | 408  | CT             | 6,62             |      |
|             |   |                                  |      |                | Medial<br>4,66   |      |
|             |   |                                  |      |                | Lateral<br>1,47  |      |
| Suk SI      | „ Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe?“   |                                  | 4604 | Rö /<br>ggF.CT |                  | 1,50 |
| Austin MS   | „Image-guided spine surgery: A cadaver study comparing conventional open laminoframinotomy and two image-guiede techniques for pedicle screw placement in posterolateral fusion and nonfusion models“ | Konventionell<br>(in vitro)      |      | CT             | 14,29            |      |
|             |   | Konventionell<br>(Revisionen, in |      | CT             | 21,43            |      |
|             |   | Fluoroskopie<br>(in vitro)       |      | CT             | 6,25             |      |
|             |   | Fluoroskopie<br>(in vitro)       |      | CT             | 8,33             |      |

|               |   |                                  |       |         |                 |              |
|---------------|---|----------------------------------|-------|---------|-----------------|--------------|
|               |   | Navigation<br>(3D, CT, in vitro) |       | CT      | 0,00            |              |
| Fu TS         | „Computer assisted fluoroscopic navigation of pedicle screw insertion: An in vivo feasibility study“  | Navigation (2D)                  | 66    | CT + Rö | 7,57            |              |
|               |   |                                  |       |         | Medial<br>6,06  |              |
|               |   |                                  |       |         | Lateral<br>1,51 |              |
| Lim MR        | „Accuracy of computerized frameless stereotactic imageguided pedicle screw placement into previous fused lumbar spines!“                    | Navigation (3D)                  | 122   | CT      | 4,10            | 0,00         |
|               |   |                                  |       |         | Medial<br>0,43  |              |
|               |   |                                  |       |         | Lateral<br>1,30 |              |
| Kosmopoulos V | „Pedicle screw placement accuracy: a meta-analysis“   | Verschiedene                     | 37337 |         | 8,70            |              |
| Kim YJ        | „Evaluation of pedicle screw placement in the deformed spine using intraoperative plain radiographs: a comparison with computer tomography“ | Fluoroskopie                     | 789   | CT      | 8,20            |              |
|               |   |                                  |       |         | Medial<br>1,90  |              |
| Weise L       | „ Transpedicular screw fixation in thoracic and lumbar spine with a novel canulated polyaxial screw system“                                 | Fluoroskopie                     | 326   | CT      | Medial<br>9,20  | 3,37<br>>2mm |
| Modi HN       | „Accuracy and safety of pedicle screw placement in neuromuscular scoliosis with free-hand technique   | Konventionell                    | 1009  | CT      | 27,06           | 1,78         |

|              |  |                 |      |    |                           |               |
|--------------|--|-----------------|------|----|---------------------------|---------------|
| Arand M      | „Clinical accuracy of fluoroscopic navigation at the thoracic and lumbar spine“  | Navigation (2D) | 111  | CT | Medial + Lateral<br>40,54 | 15,32         |
| Upendra BN   | „Outcome-based classification for assessment of thoracic pedicular screw placement“  | Fluoroskopie    | 341  | CT | 47,77                     | 18,77         |
|              |  |                 |      |    | Medial<br>28,66           |               |
|              |  |                 |      |    | Lateral<br>17,20          |               |
|              |  |                 |      |    | Anterior<br>1,91          |               |
| Samdani AF   | „Accuracy of free-hand placement of thoracic pedicle screws in adolescent idiopathic scoliosis: How much of difference does surgeon experience make“ | Konventionell   | 856  | CT |                           | 12,10<br>>2mm |
| Beck M       | „Benefit and accuracy of intraoperative 3D-imaging after pedicle screw placement: a prospective study in stabilizing thoracolumbar fractures“        | 3D-Fluoroskopie | 414  | CT | 21,98                     | 6,76          |
| Bledsoe JM   | „Accuracy of upper thoracic pedicle screw placement using three-dimensional image guidance“  | Navigation (3D) | 150  | CT | 6,67                      |               |
|              |  |                 |      |    | Medial<br>2,00            |               |
| Nottmeier EW | „Placement of thoracolumbar pedicle screws using three dimensional image guidance: Experience in a large patient cohort. Clinical article“           | Navigation (3D) | 1084 | CT | 7,50                      | 0,75          |

|             |   |                    |      |    |                        |             |
|-------------|---|--------------------|------|----|------------------------|-------------|
| Nakashima H | „Comparison of the percutaneous screw placement precision of isocentric C-arm 3-dimensional fluoroscopy-navigated pedicle screw implantation and conventional fluoroscopy method with minimally invasive surgery“ | Navigation (3D)    | 150  | CT | Medial + Lateral 7,30  | 0,00        |
|             |   | Fluoroskopie       | 150  | CT | Medial + Lateral 15,30 | 3,30        |
| Tian NF     | „Image guided pedicle screw insertion accuracy: a meta analysis.“   | Navigation (CT/2D) | 7533 | CT |                        |             |
| Li SG       | „Clinical applications of computer-assisted navigation technique in spinal pedicle screw internal fixation“   | Navigation         | 206  | CT |                        | 3,90        |
|             |   | Konventionell      | 285  | CT |                        | 0,00        |
| Zausinger S | „Intraoperative computed tomography with integrated navigation system in spinal stabilisations“   | Navigation (3D)    | 414  | CT |                        | 4,8% (>2mm) |
| Wang VY     | „Free-hand thoracic pedicle screws placed by neurosurgery residents: a CT analysis“   | Konventionell      | 268  | CT | Medial + Lateral 15,00 |             |

|   |   |                 |      |    |      |      |
|---|---|-----------------|------|----|------|------|
| Tormenti MJ   | „Intraoperative computer tomography image-guided navigation for posterior thoracolumbar spinal instrumentation in spinal deformity surgery“                 | Navigation (3D) | 164  | CT | 1,20 | 0,00 |
|   |   | Fluoroskopie    | 220  | CT | 5,20 | 0,46 |
| Verma R   | „Funktional outcome of computer-assisted spinal pedicle screw placement: a systematic review and meta-analysis of 23 studies including 5992 pedicle screws“ | Verschiedene    | 5992 |    |      |      |
| (114, Seite 1012; 18, Seite 11; 79, Seite 1159; 116, Seite 576; 13, Seite 184; 14, Seite 860; 30, Seite 479; 15, Seite 2231; 101, Seite 28; 103, Seite 225; 106, Seite 147; 19, Seite 511; 16, Seite 1494; 111, Seite 1200; 11, Seite 1320; 87, Seite 334; 71, Seite 402; 72, Seite 1254; 76, Seite 2239; 99, Seite 452; 82, Seite 482; 81, Seite 39; 83, Seite 297; 97, Seite 2215; 78, Seite 1519; 117, Seite 615; 90, Seite 5-6; 107, Seite 2049; 3, Seite 2503; 17, Seite 730; 77, Seite 1793; 65, Seite 111; 68, Seite 111; 2, Seite 597; 84, Seite 1686; 110, Seite 386-387; 115, Seite 33, 35; 5, Seite 1469; 8, Seite 817; 75, Seite 736; 85, Seite 468; 86, Seite 33; 94, Seite 91; 108, Seite 895; 119, Seite 2919; 109, Seite 3; 112, Seite 370; 113, Seite 821) |   |                 |      |    |      |      |

### 5.3.2 Strahlenexposition

Der Vergleich der in der vorliegenden Studie ermittelten Strahlendosis mit anderen Verfahren sowie mit der in anderen Instituten bei gleicher Vorgehensweise auftretenden Strahlenexposition stellte sich nach ausführlicher Recherche der vorhandenen Publikationen als nicht durchführbar heraus.

Dies liegt daran, dass laut Beck ein direkter Vergleich zwischen der bei 3D - Fluoroskopie emittierter Strahlung und der bei Computertomographie emittierter Strahlung nicht möglich ist. Grund dafür ist die abweichende Einheit, die zur Messung der jeweiligen Strahlendosis zur Anwendung kommt. Bei 3D - Fluoroskopie  $\text{cGy/cm}^2$ , bei Computertomographie  $\text{Gy/cm}$ . (5, Seite 1469)

Der Vergleich unserer Strahlendosis mit der, im Rahmen anderer Studien, auftretender Strahlenexposition war nicht möglich, da auch nach eingehender Literaturrecherche, keine aussagekräftigen radiologische Daten anderer Studien zu ermitteln waren.

Rock et al. ermittelten in einer Studie am Phantomkörper, dass die Strahlendosis bei 3D - fluoroskopischer Durchleuchtung geringer ist, als bei konventioneller 3D - Darstellung mittels herkömmlichen CT. (92, Seite 170)

Harvey stellte in einer 2008 veröffentlichten Kadaverstudie fest, dass die Verwendung intraoperativer 3D-Fluoroskopie zu einer signifikanten Reduktion der Strahlenbelastung des Operateurs, im Verhältnis zu konventioneller Durchleuchtung, führt.(105, Seite 532)



Bei Navigationsgestützten Operationen basierend auf CT - Daten ergibt sich nur dann eine niedrigere Strahlenbelastung für den Patienten, wenn die Diagnosecomputertomographie die Voraussetzungen für die spätere Navigation erfüllt. Da dies meist nicht der Fall ist muss eine zusätzliche Computertomographie zur Operationsplanung durchgeführt werden, welche mit einer weiteren Strahlenbelastung für den Patienten verbunden ist.

Aufgrund dieser Tatsachen gehen wir davon aus, dass die 3D - Fluoroskopie in Hinsicht auf die Strahlenexposition für den Patienten und insbesondere für das OP-Team, das sich ja während des Scans außerhalb des Operationssaals befindet, eine fortschrittliche und gute Technik ist.

## 5.4 Limitationen

Eine Reihe von Faktoren schränken die von uns durchgeführte Studie ein. Auf diese wird im Folgenden kurz eingegangen.

Die Studie ist retrospektiv durchgeführt worden. Daher sind die Ergebnisse nur als Hypothese zu sehen. Der endgültige Beweis der Effizienz ließe sich anhand einer prospektiven Anschlussstudie, in welcher die hier gezogenen Erkenntnisse Beachtung fänden, erbringen.

Die Vergleichbarkeit der einzelnen Patienten und Operationen ist durch mehrere Faktoren erschwert:

- Die Operationen wurden von unterschiedlichen Chirurgen mit unterschiedlich langer Berufserfahrung durchgeführt.
- Es wurden Patienten mit unterschiedlichen Operationsindikationen in die Studie eingeschlossen
- Es wurden unterschiedliche Formen der Stabilisierung in die Studie einbezogen: rigide Stabilisierung, dynamische Stabilisierung und Hybridstabilisierung
- Es kamen unterschiedliche Stabilisierungssysteme mehrerer Hersteller zur Anwendung

Der Zeitraum der Studie war begrenzt. Ob schlecht platzierte Schrauben ein erhöhtes Revisionsaufkommen durch Lockerung aufweisen ist daher nicht zu ermitteln gewesen.

## 5.5 Resümee

Die Erkenntnisse die aus den Ergebnissen der Studie und deren Auswertung gewonnen werden konnte werden abschließend aufgeführt.

Wie in Kapitel 5.1.2 erläutert, resultieren aus zu kurz eingebrachten Kirschnerdrähten überdurchschnittlich häufig inkorrekte Schraubenpositionen. Das Einbringen der Kirschner-Drähte bis in den Wirbelkörper ist eine Voraussetzung für die Übereinstimmung von Draht- und Schraubenposition und somit für den Erfolg der Operationstechnik.

Beim Positionieren der Kirschner-Drähte ist außerdem eine nahe der lateralen Pedikelkortikalis befindliche Lage zu vermeiden, da diese vermehrt zu einer ID - Position der Pedikelschraube führt und somit zu einer biomechanisch unterlegenen Position (Kapitel 5.1.5).

Die Auswertung des intraoperativen Scans sowie der daraus resultierenden Planung und Dimensionierung der Pedikelschraube sollte immer die Tatsache beinhalten, dass die zu positionierende Pedikelschraube einen größeren Durchmesser und eine definierte Länge besitzt. Somit müssen Grenzlagen des K-Drahtes erkannt und in die Planung der Pedikelschraube einkalkuliert werden.

Bei korrekter Anwendung des Systems, das heißt:

- korrekter Einbringtiefe der Kirschnerdrähte und
- sofortiger Korrektur intraoperativ erkennbarer Draht-Fehllagen oder bei einer erkennbaren Gefahr der Lage der einzubringenden Pedikelschraube

hätte die mediale Perforationsquote bei 8,26 % gelegen. Die korrekte Anwendung des Systems hätte außerdem eine Reduktion der Revisionsquote auf 1,36 % (2 Operationen) bewirkt.

Das System der intraoperativen, 3D - fluoroskopischen Kontrolle der Kirschnerdrahtposition ist, die korrekte Anwendung vorausgesetzt, in der Lage gute klinische Ergebnisse zu erzielen. Es ist, gerade für weniger kapitalstarke Krankenhäuser, eine Alternative zu navigierten Verfahren.

## 6 Zusammenfassung

Die korrekte Positionierung der Pedikelschrauben ist von zentraler Bedeutung bei dorsalen Wirbelsäulenversteifungen. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde die Tauglichkeit intraoperativer 3D - fluoroskopischer Drahtlagenkontrolle mit Hilfe des ARCADIS Orbic 3D (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) untersucht. Ziel war eine korrekte Übereinstimmung von Draht- und Schraubenposition und eine zeitgemäße Perforationsquote zu verifizieren.

Es wurden die 3D - Scans und CT - Daten von 136 Patienten die, im Laufe von 26 Monaten, in der Abteilung für Neurochirurgie des städtischen Klinikums München Bogenhausen operiert wurden, ausgewertet. Insgesamt wurden 739, im Brust- und Lendenwirbelbereich positionierte, Schrauben erfasst. Die Draht-beziehungsweise Schraubenposition wurde anhand der, von uns modifizierten, Klassifikation nach Rongming Xu et al. eingeteilt.

Zwischen dem ersten und dem letzten eingebrachten Kirschner - Draht wurde eine Korrekturquote von 10,01 % festgestellt. Zwischen dem letzten Kirschner - Draht und der Schraube wurde in 21 Fällen (2,84 %) ebenfalls eine bewusste Korrektur vorgenommen. Dadurch konnten an den Wirbelkörpern L2, L3, L4 und L5 statistisch signifikante oder sogar hochsignifikante Positionsverbesserungen erzielt werden. Die Schraubenperforationsquote (medial) beträgt 9,34 %. Es waren 6 Revisionsoperationen (4,08 %) aufgrund von Schraubenfehlagen erforderlich. Die Übereinstimmung zwischen Draht- und Schraubenposition lag bei 93,51 %. Eine statistisch verifizierbare Reduktion der Strahlendosis konnte im Verlauf der Studie nicht betrachtet werden.

Durch korrekte Nutzung des Systems wäre eine nochmals niedrigere Perforations- (8,26 %) und Revisionsquote (1,36 %) erzielbar gewesen.

## 7 Literaturverzeichnis

1. Amato, V. G., L; Irace, C; Corona, C (2010). "accuracy of pedicle screw placement in the lumbosacral spine using conventional technique: computed tomography postoperative assessment in 102 consecutive patients." J Neurosurg Spine **12**(March 2010): 306-313.
2. Arand, M. T., S; Gebhard, F; Schultheiss, M; Keppler, P (2008). "Clinical accuracy of fluoroscopic navigation at the thoracic and lumbar spine." Zentralblatt Chirurgie **133**: 597-601.
3. Austin, M. V., AR; Brislin, B; Nachwalter, R; Hilibrand, AS, Albert, TJ (2002). "Image-guided spine surgery: A cadaver study comparing conventional open laminoframinotomy and two image-guided techniques for pedicle screw placement in posterolateral and nonfusion models." Spine (Phila Pa 1976) **27**: 2503-2508.
4. Avinash, L. M. K., Das "History of Surgery for the Correction of Spinal Deformity: Modern Era of Spinal Instrumentation." Medscape Today.
5. Beck, M. M., T; Gierer, P; Harms, C; Gradl, G. (2009). "Benefit and accuracy of intraoperative 3D-imaging after pedicle screw placement: a prospective study in stabilizing thoracolumbar fractures." European Spine Journal **18**: 1469-1477.
6. Berger, J. S., Fabian; Hoffmann, Jürgen; Heuschmid, Martin; Buchgeister, Markus (2008). Dosimetrie dreidimensionaler bildgebender Verfahren des Beckens in der Unfallchirurgie mit hochempfindlichen Thermolumineszenzdosimetern. 39. DGMP Tagung 2008 in Oldenburg. Oldenburg: 2.
7. Berlemann, U. H. P. M., U; Soupis, C.; Schwarzenbach, O (1998). "Reliability of pedicle screw assessment utilizing plain radiographs versus CT reconstruction." European Spine Journal(6): 406-410.
8. Blendsoe, J. F., D; Folgeson, JL; Nottmeier, EW (2009). "Accuracy of upper thoracic pedicle screw placement using three-dimensional image guidance." Spine (Phila Pa 1976) **10**: 817-821.
9. Bohnsack, O. (2005). Reduktion der Strahlenexposition bei CT-Fluoroskopie-gesteuerten Interventionen: Möglichkeiten und Grenzen einer segmentalen Röhrenabschaltung. München: 84.
10. Börm, W. M., Frerk (2008). Spinale Neurochirurgie. Stuttgart, Schattauer Verlag.

11. Castro, W. H., H; Jerosh, J; Malms, J; Steinbeck, J; Blasius, S (1996). "Accuracy of pedicle screw placement in the lumbar spine." Spine (Phila Pa 1976) **21**: 1320-1324.
12. Croston, R. O., Bob (31.12.2007). "Biography of Robert Roaf." Retrieved 03.12.2009, 2009, from <http://robertroaf.orpheusweb.co.uk/page3.htm>.
13. Davne, S. M., SL (1992). "Complications of lumbar spine fusion with transpedicular instrumentation." Spine (Phila Pa 1976) **17**: 184-189.
14. Dickmann, C. F., RG; McMillan, M; Hard, RW (1992). "Transpedicular screw rod fixation of the lumbar spine: Perative technique and outcome in 104 cases." Neurosurgery **77**: 860-870.
15. Esses, S. S., BL, Dreyzin, V (1993). "Complications assoviated with the technique of pedicle screw fixation - A selected surviuev of ABS members." Spine (Phila Pa 1976) **18**: 2231-2239.
16. Farber, G. P., H.; Mazur, R.; Jones, D.; Damiano, T. (1995). "Accuracy of preicle screw placement in lumbar fusion by plain radiographs and computer tomography." Spine (Phila Pa 1976) **20**: 1494-1499.
17. Fu, T. C., LH; Wong, CB; Lai, PL; Tsao, TT; Niu, CC; Chen, WJ (2004). "Computer assisted fluoroscopic navigation of pedicle screw insertion: An in vivo feasibility study." Acta Orthopedica Scandinavica **75**: 730-735.
18. Gerztbein, S. R. S. (1990). "Accuracy of pedicular screw placement in vivo." Spine (Phila Pa 1976)(15): 11-14.
19. Güven, O. Y., S; Karahan, M; Sevin (1994). "Postoperative evaluation of transpedicular screws with computer tomography." Orthopedic review **23**: 511-516.
20. Harms, J. (2007). "Aufbau der Wirbelsäule." Retrieved 07.12.2009, 2009, from <http://harms-spinesurgery.com/src/plugin.php?m=harms.INDEX&lang=de>.
21. Harms, J. (2007). "Bandapparat (Ligamente) der Wirbelsäule." Retrieved 07.12.2009, 2009, from <http://harms-spinesurgery.com/src/plugin.php?m=harms.INDEX&lang=de>.
22. Harms, J. (2007). "Biomechanik der Wirbelsäule." Retrieved 07.12.2009, 2009, from <http://harms-spinesurgery.com/src/plugin.php?m=harms.INDEX&lang=de>.
23. Harms, J. (2007). "Die Rückenmarkmuskulatur." from <http://harms-spinesurgery.com/src/plugin.php?m=harms.INDEX&lang=de>.
24. Harms, J. (2007). "Wirbelkörper." Retrieved 07.12.2009, 2009, from <http://harms-spinesurgery.com/src/plugin.php?m=harms.INDEX&lang=de>.

25. Harms, J. (2008). "Bandscheiben." Retrieved 07.12.2009, 2009, from <http://harms-spinesurgery.com/src/plugin.php?m=harms.INDEX&lang=de>.
26. Hebecker, A. (2004). "Dreidimensionale Bildgebung im OP." Siemens Medical Magazine Juli 2004: 34-37.
27. Heiland, M. (2006). "C-Bogen-basierte 3D Bildgebung eröffnet neue Potenziale." Siemens Medical Magazine September 2006: 108-110.
28. Heitzmann, E. R. (2000). "Thoracic Radiology: The Past 50 Years." Radiology Radiology 2000(214): 309-313.
29. Hendee, W. R. R., E. Russell (2002). Medicla imagin physics, WILEY & SONS.
30. Jerosh, J. M., J; Castro, M; Wagner, R; Wiesner, L (1992). "Lagekontrolle von Pedikelschrauben nach instrumentierter dorsaler Fusion von Lendenwirbeln." Zentralblatt Orthopädie(130): 479-483.
31. Kabins, M. B. W., James N. (1991). "The History of Vertebral Screw and Pedicle Screw Fixation." The IOWA Orthopaedic Journal 11: 127-136.
32. Kandziora, F. (2003). Einfluss von Cagedesign, Carrier-system und Wachstumsfaktoren auf die intervertebrale Spondylodese. Berlin.
33. Katada, K. K. R. A., Hirofumi; Koga, Skuehiko; Ida, Yoshihiro; Sato, Motohiko; Nonomura, Kazuhiko (1996). "Guidance with Real-Time CT Fluoroscopy: Early Clinical Experience." Radiology 200: 851-856.
34. Keat, N. (2001). "Real-time Ct and CT fluoroscopy." The British Journal of Radiology 74: 1088-1090.
35. Keat, N. S., Edyvean, ImPACT (1999). "A Comparison of fluoroscopic CT Systems, their applications and dosimetry." Retrieved 04.12.2009, 2009, from <http://www.impactscan.org/slides/ctfluoroscopy/sld001.htm>.
36. Kein-Autor-angegeben. "B-Twin Expandable Spinal System." Retrieved 04.12.2009, 2009, from <http://www.medcompare.com/details/35046/B-Twin-Expandable-Spinal-System.html>.
37. Kein-Autor-angegeben. "Cotrel-Dubousset instrumentation 1984." Retrieved 25.01.2011, 2011, from <http://www.livingwithcerebralpalsy.com/rodtypes-scoliosis.php>.
38. Kein-Autor-angegeben. "Fluoroscopy." Wikipedia. Retrieved 25.02.2011, 2011, from <http://en.wikipedia.org/wiki/Fluoroscopy>.



39. Kein-Autor-angegeben. "From Immigrant to Inventor : Michael Pupin Remembered." Retrieved 20.11.2009, from <http://www.teslasociety.com/pupintape.htm>.
40. Kein-Autor-angegeben. "Harrington implant." Wikipedia. Retrieved 03.12.2009, 2009, from [http://en.wikipedia.org/wiki/Harrington\\_implant](http://en.wikipedia.org/wiki/Harrington_implant).
41. Kein-Autor-angegeben. "Instrumentation Systems for Scoliosis Surgery." Retrieved 03.12.2009, 2009, from <http://www.scoliosis.org/resources/medicalupdates/instrumentationsystems.php>.
42. Kein-Autor-angegeben. "Thomas Alva Edison." Retrieved 26.02.2011, 2011, from [http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/c/c9/Thomas\\_Alva\\_Edison\\_k.jpg](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/c/c9/Thomas_Alva_Edison_k.jpg).
43. Kein-Autor-angegeben. "Wilhelm Conrad Röntgen." Retrieved 26.02.2011, 2011, from [http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/01/Wilhelm\\_Conrad\\_Röntgen-cropped.JPG](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/01/Wilhelm_Conrad_Röntgen-cropped.JPG), .
44. Kein-Autor-angegeben (2005). AVS™ TL PEEK Spacer System - Surgical Technique. S. Corporation. Kalamazoo, Michigan. **BD/GS 1.5m 12/05**: 11.
45. Kein-Autor-angegeben (2005). Dynesys LIS Less invasive Surgery Operationstechnik, Zimmer GmbH. **08/2005**: 17.
46. Kein-Autor-angegeben (2005). Dynesys Technische Spezifikationen. Z. GmbH, Zimmer GmbH. **05/2005**.
47. Kein-Autor-angegeben (2005). OPTIMA ZS Wirbelsäulen-Fixationssystem. Z. GmbH, Zimmer GmbH. **12/2005**: 3.
48. Kein-Autor-angegeben (2005). TETRIS PEEK. S. M. GmbH. Alzenau: 2.
49. Kein-Autor-angegeben (2005). Xia Low Profile Operationstechnik. S. G. C. KG, Stryker GmbH & C0. KG: 40.
50. Kein-Autor-angegeben (2006). Bibliography for: "Medtronic Surpasses Milestone with TSRH® Spinal Systems; Collaboration with Texas Scottish Rite Hospital for Children Results in 2.5 Million System Implants Used to Treat Complex Spinal Conditions". Business Wire.
51. Kein-Autor-angegeben (2006). "Medical Devices - Fluoroscopy." Retrieved 26.02.2011, 2011, from <http://www.uihealthcare.com/depts/medmuseum/galleryexhibits/collectingfrompast/devices/devices.html>.

52. Kein-Autor-angegeben (2006). OIC OP-Technik. S. Corporation. Kalamazoo, Michigan. **18.4.2006**: 13.
53. Kein-Autor-angegeben (2006). Optima® ZS Wirbelsäulen-Fixationssystem Operationstechnik. Z. GmbH, Zimmer GmbH: 16.
54. Kein-Autor-angegeben (2006). TETRIS. S. M. GmbH. Alzenau: 2.
55. Kein-Autor-angegeben (2006). TETRIS Dorsale interkorporelle Fusion. Alzenau, SIGNUS Medizintechnik GmbH: 8.
56. Kein-Autor-angegeben (2007). Zimmer DTO Implantat und OPTIMA ZS Transistionsschraube. Z. GmbH, Zimmer GmbH. **07/2007**: 6.
57. Kein-Autor-angegeben (2007). Zimmer DTO Implantat und OPTIMA ZS Transistionsschraube Operationstechnik. Z. GmbH, Zimmer GmbH. **07/2007**: 36.
58. Kein-Autor-angegeben (2008). Cages Optimale Lösungen für jeden Zugang. S. Corporation. Kalamazoo, Michigan, Stryker Corporation: 4.
59. Kein-Autor-angegeben (2008). Entscheidend mehr Präzision im OP - ARCADIS Orbic/Orbic 3D. S. M. Solutions. Erlangen.
60. Kein-Autor-angegeben (2008, 01.11.2009). "Sensation in Herne, Arzt ersetzt Kranke Bandscheibe." Retrieved 04.12.2009, 2009, from [http://www.diebandscheibe.de/op\\_ruetten.php](http://www.diebandscheibe.de/op_ruetten.php).
61. Kein-Autor-angegeben (2008). "Zimmer Spine Introduces New Rigid to Dynamic Stabilization Transition System." from <http://www.bio-medicine.org/medicine-news-1/Zimmer-Spine-Introduces-New-Rigid-to-Dynamic-Stabilization-Transition-System-9216-1/>.
62. Kein-Autor-angegeben (2009). O.I.C. Cage - Operationstechnik für das UniLIF-Verfahren. S. Corporation. Kalamazoo, Michigan.
63. Kiefer, R. S. (2006). Füllung eines zervikalen Fusionscages mit lokalem Autograft: Veränderung des CT-Signals und Nachweis von segmentaler Fusion. Homburg: 43.
64. Kim, D. H. (2005). Spinal Instrumentation
65. Kim, Y. L., LG; Cheh, G; Riew, KD (2007). "Evaluation of pedicle screw placement in deformed spine using intraoperative plain radiographs: a comparison with computer tomography." Spine (Phila Pa 1976) **32**: 111-120.
66. Klenerman, L. (2002). The Evolution of Orthopaedic Surgery, Royal Society of Medicine Pr Ltd.

67. Kluba, T. R., T; Schulze-Bövingloh, A; Leichtle, CI; Schönfish, B; Niemeyer, T; Schaefer, JF (2009). "Reproducibility of readings of ISO C 3D and CT limbar pedicle screw scans." Rofo **181(5)**(May 2009): 477-482.
68. Kosmopoulos, V. S., C (2007). "Pedicle screw placement accuracy: a meta-analysis." Spine (Phila Pa 1976) **32**: 111-120.
69. Krohmer, J. (1989). "Radiography and fluoroscopy, 1920 to present." Radiographics **9(6)**: 1129-1153.
70. Kurtz, S. M. E. A. A. (2006). SPINE Technology Handbook, ACADEMIC PR INC.
71. Laine, T. M., K; Schlenza, D; Tallroth, K; Puossa, M; Alho, A (1997). "Accuracy of pedicle screw insertion: A prospective study in 30 low back patients." European Spine Journal **6**: 402-405.
72. Laine, T. S., D; Tallroth, K; Nolte, LP; Visarius, H. (1997). "Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer assisted surgery." Spine (Phila Pa 1976) **22**: 1254-1258.
73. Lalanne, C. C., Alain; Toellner, Richard (1992). Illustrierte Geschichte der Medizin. Vaduz, Andreas Verlag.
74. Lewandrowski, K.-U. Y., Michael J.; Kalfas, Lain; Park, Paul; McLain, Robert F.; (eds.) (2007). Spinal Reconstruction: Clinical Examples of Applied Basic Science, Biomechanics and Engineering, Informa Healthcare.
75. Li, S. S., L; Zhao, H; Zhang, JG; Zhai, JL; Zhu, Y (2009). "Clinical applications of computer-assisted navigation techniques in spinal pedicle screw internal fixation." Zhonghua Yi Xue Za Zhi **89**: 736-739.
76. Lilienqvist, U. H., HF; Link, TM (1997). "Pedicle screw instrumentation of the thoracic spine in ideopathic scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **22**: 2239-2245.
77. Lim, M. G., FP; Yoon, SC; Huang, RC; Cammisa, FP jr (2005). "Accuracy of computerized frameless stereotactic imageguided pedicle screw placement into previous fused lumbar spines." Spine (Phila Pa 1976) **30**: 1793-1798.
78. Lonstein, J. D., F; Perra, JH; Pinto, MR; Smith, MD; Winter, RB (1999). "Complications associated with pedicle srews." Bone Joint Surg Am **81**: 1519-1528.
79. Matsuzaki, J. T., Y; Matsumoto, F; Hoshimo, M; Kiuchi, T; Toriyama, S (1990). "Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of the lumbar spine." Spine (Phila Pa 1976) **15**: 1159-1165.

80. Merlots, P. T., J; Pittet, L; Coulomb, M; Lavallee, S; Troccaz, J; Cinquin, P; Sautot, P (1998). "Computer assisted spine surgery." Comper Aided Surgery **6**: 297-305.
81. Merlotz, P. T., J; Pittet, L; Coulomb, M; Lavallee, S; Sautot, P (1998). "Pedicule screw placement using image guided techniques." Clinical orthopedics **354**: 39-48.
82. Merlotz, P. T., J; Cinquin, P; Lavallee, S; Troccaz, J; Pittet, L (1998). "Computer assisted surgery: utomated screw placement in the vertebral pedicle." Chirurgie **5**: 482-490.
83. Merlotz, P. T., J; Pittet, L; Coulomb, M; Lavallee, S; Troccaz, J; Cinquin, P; Sautot, P (1998). "Computer assisted spine surgery." Comper Aided Surgery **6**: 297-305.
84. Modi, H. S., SW; Fernandez, H; Yang, JH; Song, HR (2008). "Accuracy and safty of pedicle screw placement in neuromuscular scoliosys withe free-hand technique." European Spine Journal **17**(1686-1696): 1686.
85. Nakashima, H. S., K; Ando, T; Inoh, H; Nakamura, H (2009). "Comparison of the percutaneous screw placement precision of isocentric C-arm 3-dimensional fluoroscopic navigated pedicle screw implantion and conventional fluoroscopic method with minimally invasive surgery." J Spinal Disord Tech **22**: 468-472.
86. Nottmeier, E. S., W; Young, PM (2009). "Placement of thoracolumbar pedicle screws using three dimensional image guidance: Experience in large patient cohort. Clinical article." Nerosurg Spine **10**: 33-39.
87. Odgers, C. I. V., AR; Pollack, ME; Cotler, JM (1996). "Accuracy of pedicle screw placement withe assistance of lateral plain radiography." Journal of spinal disorders **9**: 334-338.
88. Olinger, A. H., U. (2000). Endoskopische Wirbelsäulenchirurgie. Thorakal, transperitoneal, retroperitoneal. Berlin, Springer.
89. Patrick W. Hitchon, S. S. R., Vincent Charles Traynelis (1995). Techniques in Spinal Fusion and Stabilization Georg Thieme Verlag.
90. Reichle, E. (2001). Einsatz unterschiedlicher Navigationsverfahren bei der Einbringung von Pedikelschrauben: Auswirkung auf die Exaktheit der Platzierung sowie Auswirkung von Fehllagen auf die biomechanische Primärstabilität. Hamburg: 87.
91. Roaf, R. (1969). "A New Plate for Correcting Scoliosis." Proceedings of the Royal Society of Medicine **62**(March 1969).

92. Rock, C. K., D; Linsemaier, U; Fischer, T; Brandl, R; Vill, F; Wirth, S; Kaltschmidt, R; Euler, E; Pfeifer, KJ; Reise, M (2002). "Studies on image quality, high contrast resolution and dose for axial skeleton and limbs with a new, dedicated CT system (ISO-C-3D)." Rofo(Februar 2002): 170-176.
93. S, J. H., M. (1996). "RAYMOND ROY-CAMILLE, M.D. 1927–1994 Obituary." JBJS Journal of Bone and Joint Surgery -American 1996 - 1998 **78-A**(9).
94. Samdani, A. R., A; Sciubba, DM; Cahill, PJ; Antonacci, MD; Clements, DH; Betz, RR (2009). "Accuracy of free-hand placement of thoracic pedicle screws in adolescent idiopathic scoliosis: How much of difference does surgeon experience make." European Spine Journal **19**: 91-95.
95. Sasso, R. C. (20.07.2005). "Lumbosacral Fusion: Cages, Dowels and Pedicle Screws." from <http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article1913.html>.
96. Schueler, B. A. (2000). "The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents General Overview of Fluoroscopic Imaging." RadioGraphics **20**(July 2000): 1115-1126.
97. Schulze, M. W. (1998). "Clinical relevance of accuracy of pedicle screw placement." Spine (Phila Pa 1976) **23**: 2215-2220.
98. Schünke, M. S., E; Schumacher, U; Voll, M; Wesker, K (2004). Prometheus Lernatlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem.
99. Schwarzenbach, O. B., U; Jost, B; Viarius, H; Arm, E; Langlotz, F; Nolte, LP; Ozdoba, CH (1997). "Accuracy of computer assisted pedicle screw placement." Spine (Phila Pa 1976) **22**: 452-458.
100. Seiß, T.-C. (2006). Moderne intraoperative 3D Bildgebung in der Unfallchirurgie. Ulm: 68.
101. Sim, E. (1993). "Location of transpedicular screws for fixation of the lower thoracic and lumbar spine." Acta Orthopædica Scandinavica **64**: 28-32.
102. Singh, H. R., Scott Y.; Yeh, David J.; Floyd, David (2004). "History of posterior thoracic instrumentation." Neurosurgical Focus **16**(1): 4.
103. Sjöström, L. J., O; Karlström, G; Pech, P; Rauschnig, W (1993). "CT-analysis of pedicles and screw tracts after implant removal in thoracolumbar fractures." Journal of spineal disorders **6**: 225-231.
104. Sjöström, L. J., O; Karlström, G; Pech, P; Rauschnig, W (1994). "CT-analysis of pedicles and screw tracts after implant removal in thoracolumbar fractures." Journal of spineal disorders **6**: 225-231.

105. Smith, H. W., MD; Sasso, RC; Vaccaro, AR (2008). "Comparison of radiation exposure in lumbar pedicle screw placement with fluoroscopy vs computer-assisted image guidance with intraoperative three-dimensional imaging." J Spinal Cord Med **31 (5)**: 532-537.
106. Soini, J. S., S (1993). "The external fixation test for lumbar spine: 30 complications in 25 of 100 consecutive patients." Acta Orthopædica Scandinavica **64**: 147-149.
107. Suk, S. K., WJ; Lee, SM (2001). "Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe?" Spine (Phila Pa 1976) **26**: 2049-2057.
108. Tian, N. X., HZ (2009). "Image-guided pedicle screw insertion accuracy: a meta-analysis." Int Orthop **33**: 895-903.
109. Tormenti, M. K., DB; Gardener, PA; Kanter, AS; Spiro, RM; Okonkwo, DO (2010). "Intraoperative computer tomography image-guided navigation for posterior thoracolumbar spinal instrumentation in spinal deformity surgery." Neurosurg Focus **28**.
110. Upendra, B. N., D. Meena, B. Chowdhury, A. Ahmad and A. Jayaswal (2008). "Outcome-based classification for assessment of thoracic pedicular screw placement." Spine (Phila Pa 1976) **33(4)**: 384-390.
111. Vaccaro, A. R., SJ; Balderston, RA; Allardyce, TJ; Garfin, SR; Dolinkskas, C; An, HS (1995). "Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part II: An anatomical and radiographic assessment." Bone Joint Surg Am **77**: 1200-1206.
112. Verma, R. K., S; Haendlmayer, K; Mohsen, A (2010). "Functional outcome of computer assisted spinal pedicle screw placement: a systematic review and meta-analysis of 23 studies including 5992 pedicle screws." European Spine Journal **19**: 370-375.
113. Wang, V., Chin, CT; Lu, DC; Smith, JS; Chou, D (2010). "Free-hand thoracic pedicle screw placement by neurosurgery residents: a CT analysis." European Spine Journal **19**: 821-827.
114. Weinstein, J. S., KF; Spengler, D; (1988). "Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement." Spine (Phila Pa 1976) **13**: 1012-1018.
115. Weise, L. S., O; Picht, T; Kombos, T (2008). "Transpedicular screw fixation in thoracic and lumbar spine with a novel cannulated polyaxial screw system." Medical Devices: Evidence and Research **1**: 33-39.

116. West, J. O., JW; Bredford, DS (1991). "Complications of variable pedicular screw plate pedicle fixation." Spine (Phila Pa 1976) **16**: 576-579.
117. Wiesner, L. K., R; Schulitz, K-P; Rütger, W (2000). "Clinical evaluation and computed tomography scan analysis of screw tracts after percutaneous insertion of pedicle screws in the lumbar spine." Spine (Phila Pa 1976) **25**: 615-621.
118. Wilke, H. J. (2009). Biomechanik der Wirbelsäule. Anwendung moderner Erkenntnisse der Biomechanik für die Behandlung von Orthopädischen und Unfallchirurgischen Patienten. Ulm.
119. Zausinger, S. S., B; Uhl, E; Heigl, T; Morhard, D; Tonn, JC (2009). "Intraoperativ computed tomography with integrated navigation system in spinal stabilisations." Spine (Phila Pa 1976) **34**(2919-2926): 2919.

## 8 Abbildungsverzeichnis

1. Wirbelsäule von frontal(98, Seite 78)
2. Wirbelsäule von sagittal(98, Seite 78)
3. Wirbelkörper L2 von kranial(98, Seite 89)
4. Bandapparat der Wirbelsäule(98, Seite 94)
5. Last-Deformations-Kurve der Wirbelsäule(118, Seite 86)
6. Lastkomponenten an der FSU(22)
7. Schraubenlage nach Boucher(31, Seite 128)
8. Harrington P.R.(4, Seite 3)
9. Roy Camille(93, Seite 1996)
10. Platten von Roy Camille(31, Seite 129)
11. Fixateur externe(31, Seite 130)
12. Fixateur interne(31, Seite 130)
13. VSP-System(31, Seite 131)
14. CD-System(37)
15. Vermont Spinal Fixator(31, Seite 132)
16. Wiltse-System(31, Seite 133)
17. Einbringmöglichkeiten für Cages (selbst erstellte Grafik)
18. OIC-PL Produktgruppe(58, Seite 2)
19. OIC-TL Cage(58, Seite 2)
20. B-Twin Cage(36)
21. Position von TETRIS-Cages(55, Seite 1)
22. Röntgen W.C.(43)
23. Edison T.A.(42)
24. Patterson OP-Fluoroskopie (ca. 1918)(51)
25. Fluorex: Erstes Fluoroskop mit Bildverstärker(69, Seite 1138)
26. Siremobil IsoC 3D(100, Seite 15)
27. Arcadis Orbic 3D(59, Seite 3)
28. Altersverteilung des Patientenguts (selbst erstelltes Diagramm)
29. Verteilung der Lokalisation operierter Segmente (selbst erstelltes Diagramm)



30. Aufschlüsselung der Operationshäufigkeit in Bezug auf die Anzahl der operierten Segmente (selbst erstelltes Diagramm)
31. Verteilung der Operationsindikationen (selbst erstelltes Diagramm)
32. Pedikelschrauben im 3D-Scan (Fluoroskopisches Bild von Patientem des Klinikums Bogenhausen)
33. Xia-Schraube(49, Seite 2)
34. Xia-System(49, Seite 1)
35. OPTIMA ZS-Schraube(52, Seite 1)
36. OPTIMA ZS-System(53, Seite 13)
37. Dynesis-Schraube(45, Seite 7)
38. Dynesys-System(46, Seite 1)
39. DTO-System(57, Seite 31)
40. Klassifikation nach Rongming Xu et al. (selbst erstellte Grafiken, Fluoroskopische Bilder von Patienten des Klinikums Bogenhausen))
41. Verteilung der Operationslokalisation (selbst erstellte Grafik)
42. Drahtlage, erster intraoperativer Scan (selbst erstellte Grafik)
43. Drahtlage, letzter intraoperativer Scan (selbst erstellte Grafik)
44. Postoperative Schraubenlage (selbst erstellte Grafik)
45. Revisionsindikationen (selbst erstellte Grafik)
46. Ursachen für mehrfache Durchführung von 3D-Scans (selbst erstellte Grafik)
47. Strahlendosis und –zeit im zeitlichen Verlauf (selbst erstellte Grafik)

## **Danksagung**

Mein Dank für die hilfreiche Unterstützung bei der Erstellung meiner Doktorarbeit geht an meinen Doktorvater Professor Christianto Lumenta sowie vor allem an meinen Betreuer Doktor Andre Tomasino, der mich nicht nur fachlich sondern auch in privaten Gesprächen förderte. Auch möchte ich mich bei meiner Frau sowie meinen Freunden bedanken, die mich stets aufbauten und für die erforderliche Abwechslung sorgten.

# Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name: Sebastian Matthias Michl  
Adresse: Höglwörtherstr. 349  
81379 München  
Telefon: 089 / 46 13 76 79  
Handy: 0171 / 78 77 904  
Email: s.m.michl@googlemail.com

Geburtsdatum  
und -ort: 01.03.1983 in München

Familienstand: verheiratet

## Schulische Ausbildung

199-1991 *Grundschule an der Raiffaisenstraße, 85716  
Unterschleißheim*  
1991-1993 *Grundschule an der Ganghoferstraße, 85716  
Unterschleißheim*  
1993-2002 *Otto-von-Taube Gymnasium, 82131 Gauting*

**Zivildienst** 02.09.2002-30.06.2003 BRK Starnberg, Fahrdienste

**Praktikum** Nach meinem Zivildienst habe ich ein 6 wöchiges Praktikum im Dental-labor Ullah, in Erding und anschließend ein 6 monatiges Praktikum im Dentallabor Stepper, in München gemacht.

- Studium** Seit dem Sommersemester 2004 studiere ich Zahnmedizin an der LMU München. Am 08.07.2009 haben ich die zahnärztliche Prüfung bestanden. Am 05.08.2009 erhielt ich meine Approbation als Zahnarzt.
- Promotion** Seit Oktober 2009 promoviere ich am städtischen Klinikum München Bogenhausen (TUM) in der Neurochirurgischen Abteilung.
- Beruf** Von September bis Dezember 2009 habe ich als Teilzeitassistent in der zahnärztlichen Gemeinschaftspraxis Hans Michl, Dr. Katharina Vogl, Dr. Judith Schön, Dr. Daniela Adolph in 80807 München, Milbertshofenerstr. 90 gearbeitet. Zum 01.01.2010 ist meine Anstellung in eine Vollzeitstelle übergegangen. Nach Abschluss meiner Assistenzzeit bin ich, nach Erhalt der Kassenzulassung zum 01.01.2012 als Partner in die Gemeinschaftspraxis eingestiegen.

