

Aus dem Fachbereich 4 (Klinische Medizin)  
der Universität des Saarlandes; Homburg/Saar

***Vergleichende In-vivo-Stabilitätsbeurteilung rein dorsaler und dorsoventraler  
Spondylodesen bei symptomatischen Spondylolisthesen des  
lumbosakralen Überganges:  
Eine Röntgen Stereometrie Analyse (RSA)***

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes  
2012

vorgelegt von  
Felix Bachelier  
geb. 11.04.1975 in Saarbrücken

**Aus der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie,  
Universitätskliniken des Saarlandes,  
Direktor: Professor Dr. med. D. Kohn**

## **INHALTSVERZEICHNIS:**

- 1. Zusammenfassung**
- 2. Abstract**
- 3. Einleitung**
- 4. Fragestellung und Hypothesen**
- 5. Patientengut und Methodik**
  - 5.1 Untersuchung der Primärstabilität**
    - 5.1.1 Operationsverfahren dorsoventrale ALIF-Spondylodese
    - 5.1.2 Operationsverfahren dorsale PLIF-Spondylodese und Dekompression
  - 5.2 RSA-Untersuchung**
  - 5.3 Nachbehandlung**
  - 5.4 Verwendete Implantate**
  - 5.5 Röntgen Stereometrie Analyse (RSA)**
    - 5.5.1 RSA-Markierungen
    - 5.5.2 RSA-Röntgen
    - 5.5.3 RSA-Auswertungen
    - 5.5.4 Messfehler
    - 5.5.5 RSA-Röntgen Technik
    - 5.5.6 Nachbearbeitung der RSA-Bilder
    - 5.5.7 Untersuchungsverlauf
  - 5.6 Statistische Auswertung**
- 6. Ergebnisse**
  - 6.1 Stabilitätsbeurteilung dorsaler dorsoventraler ALIF-Spondylodese**
  - 6.2 Stabilitätsbeurteilung nach dorsaler PLIF-Spondylodese**
  - 6.3 Einsinken der Käfige**
  - 6.4 Komplikationen**
- 7. Diskussion**
- 8. Schlussfolgerungen**
- 9. Anhang**
  - 9.1 Tabellen**
  - 9.2 Diagramme**
  - 9.3 Abbildungen**
  - 9.4 Aufklärungsbogen und Einverständniserklärung**
- 10. Literaturverzeichnis**
- 11. Publikationen**
- 12. Danksagung**

## 1. Zusammenfassung:

Die Behandlung der lumbalen spinalen Enge L4/L5 durch eine einzeitige dorsale Instrumentation samt knöcherner Dekompression ist ein etabliertes Verfahren. Auch die Behandlung einer symptomatischen Spondylolisthese im Segment L5/S1 durch Fusion des betroffenen Wirbelsäulensegmentes über intersomatische Käfige ist eine anerkannte Technik zur Wiederherstellung von Stabilität und physiologisch-anatomischen Verhältnissen [1,12,22]. Während die 360°-Fusion als Spondylodeseverfahren allgemein akzeptiert scheint, werden der Zugangsweg zur Einbringung intersomatischer Käfige sowie deren Implantatdesign kontrovers diskutiert. Die primäre Stabilität einer Spondylodese ist erfahrungsgemäß schwierig zu beurteilen. Auf Nativröntgenbildern wird die knöcherne Einheilung häufig überschätzt. In Schnittbilduntersuchungen wie CT und MRT können Metallartefakte die Stabilitätsbeurteilung erschweren [89]. Die konventionelle Röntgendiagnostik erreicht - abhängig von anatomischer Region und Erfahrung des Untersuchers - lediglich eine Genauigkeit von 1-5 mm. [62,64] Diese diagnostische Lücke kann die Röntgenstereometrieanalyse (RSA) schließen. Die RSA erlaubt eine präzise Messung von Mikrobewegungen mit einer Genauigkeit von bis zu 0,3 mm. [44-46,87].

Ziel der vorliegenden Studie ist die RSA-Quantifizierung von Mikrobewegungen zwischen fusionierten Wirbelkörpern nach zweizeitiger dorsoventral ALIF-Spondylodese versus einzeitigerdorsaler PLIF-Spondylodese. Aufgrund der kleineren Knochen-Implantat- Kontaktfläche der PLIF-Käfige im Vergleich zu den ALIF-Käfigen erwarten wir ein stärkeres Einsinken der PLIF-Käfige in die benachbarten Wirbelkörper. Neben dem Einsinkverhalten der verschiedenen Implantate wurde die Stabilität der knöchernen, in Konsolidierung befindlichen Spondylodese postoperativ nach 3 und 6 Wochen sowie nach 3, 6 und 12 Monaten bei allen Patienten mittels RSA quantifiziert.

Fünfzehn Patienten mit spinaler Enge L4/L5 wurden einzeitig von dorsal instrumentiert, knöchern dekomprimiert und mit 2 PLIF-Carbon-Käfigen fusioniert. Zehn Patienten mit kongenitaler Spondylolisthese L5/S1 zweiten Grades wurden zweizeitig von dorsal instrumentiert und über einen pararektalen Zugang mit einem ALIF-Carbon-Käfig von retroperitoneal versehen. PLIF- und ALIF-Käfige wurden mit autologer Spongiosa gefüllt. Käfig und Wirbelkörper wurden bei allen Patienten mit

Tantal-Markern versehen. Die RSA-Röntgenkontrolle erfolgte in Neutralstellung und in 45° Inklination 3 und 6 Wochen postoperativ sowie nach 3, 6 und 12 Monaten. In der RSA-Auswertung wurde neben der verbliebenen Beweglichkeit im fusionierten Segment auch die Wanderungstendenz der Carbon-Käfige ermittelt. Es zeigte sich 12 Monate nach ALIF-Operation eine durchschnittliche intervertebrale Beweglichkeit von 0,19 mm in horizontaler (X-Achse), 0,21 mm in vertikaler (Y-Achse) und 0,24 mm in sagittaler Ebene (Z-Achse), im Vergleich dazu konnte 12 Monate nach PLIF-Operation eine Beweglichkeit von 0,21 mm in horizontaler (X-Achse), 0,29 mm in vertikaler (Y-Achse) und 0,31 mm in sagittaler Ebene (Z-Achse) gemessen werden.

Eine funktionelle Stabilität konnte 3 Monate nach durchgeführter Operation mit beiden Techniken erreicht werden, jedoch wurde eine signifikant erhöhte Sinterung der PLIF-Cages im Vergleich zu den ALIF-Cages in den ersten 3 Monaten nach Operation beobachtet. Die PLIF-Käfige wiesen designabhängig im Vergleich zu den ALIF-Käfigen eine um 42 % kleinere Kontaktfläche zu den benachbarten Wirbelkörpern auf (=Knochen-Implantat-Interface). Die daraus resultierenden höheren Druckkräfte zwischen Knochen und Implantat können eine Ursache für das vermehrte Einsinken der PLIF-Käfige sein.

## 2. Abstract

In the treatment of symptomatic spondylolisthesis spinal fusion is an established method to achieve stability and restore physiologic anatomic relations in the spondylolytic segment [1,4,12,22]. However, construct stability and progress of bony healing is difficult to assess. Direct surgical inspection of fusion sites revealed a high misinterpretation rate of various imaging methods for the assessment of lumbar fusion status.

Imaging methods can either detect structural or functional integrity of a fusion. Structural integrity implies a firm attachment between the cage-surrounded bone graft with adjacent vertebrae seen in conventional radiography, CT and MRI [89]. Functional integrity of fused vertebrae implies the absence of motion within the fused level despite manipulation (flexion/extension, compression) and can be detected either by flexion-extension radiography (accuracy: 1-5 mm) or by Roentgen Stereometric Analysis (RSA). RSA allows for a three-dimensional motion analysis over time with a high degree of accuracy (0.3 mm). Even in the early phase following arthrodesis, RSA can indicate the presence or absence of functionally fused but pre-mineralized radiolucent osteoid.

RSA demonstrates that I/F cages can significantly increase the primary stability of a pedicle screw fixation in the lumbosacral spine. Moreover, RSA has showed that the rate of subsidence of the cage is significantly higher during the first 3 month using the PLIF technique than in the ALIF-procedure.

### 3. Einleitung

Sowohl das Wirbelgleiten als auch die spinale Enge werden häufig durch Rücken- und Beinschmerzen klinisch auffällig. Sofern keine neurologische Ausfallssymptomatik im Sinne eines sensomotorischen Defizits besteht, wird primär eine konservative Therapie durchgeführt. Besteht unter diesen Maßnahmen kein suffizienter Therapieerfolg besteht die Möglichkeit, eine vorübergehende Ruhigstellung in einem maßgefertigten Gipsmieder durchzuführen, welche eine Fusion simuliert [7]. Die Fusion des instabilen Wirbelsäulensegmentes bei der Spondylolisthese sowie die Fusion und Dekompression bei der spinalen Stenose ist ein gängiges Verfahren, um erneut eine Stabilität sowie eine anatomische Statik wieder herzustellen und beizubehalten [1,4,5,12,56]. Hierzu stehen verschiedene Operationstechniken zur Auswahl, die sich hinsichtlich des operativen Zugangsweges, der Invasivität, dem Design der verwendeten Implantate sowie dem Ausmaß der knöchernen Fusion unterscheiden [17]. Insgesamt ist bei allen Operationstechniken die Einschätzung der knöchernen Konsolidierung sowie die unmittelbare Primärstabilität postoperativ erschwert. Verschiedene radiologische Methoden stehen zur Verfügung um die Primärstabilität und den Fortschritt der knöchernen Heilung nach Wirbelkörperfusion zu bestimmen. Sie weisen jedoch häufig eine hohe Rate an Missinterpretationen auf. Dies liegt bei konventionellen Röntgenbildern häufig an einer Überschätzung des Ausmaßes der knöchernen Fusion, bei Schnittbildern (CT, MRT) erschweren Artefakte gehäuft die Beurteilbarkeit der Fusion. Die sicherste Methode, um die Stabilität einer knöchernen Fusion zu beurteilen, bietet die chirurgische Exploration der Fusionsstrecke [42], sie ist jedoch als Routinemaßnahme auf Grund der hohen Morbidität sowie der hohen Kosten nicht zu vertreten [15]. Insbesondere ergab der Vergleich der Untersuchungsergebnisse nach Auswertung der bildgebenden Verfahren, korreliert mit den Befunden nach chirurgischer Exploration, keine signifikanten Unterschiede [42].

Bildgebende Verfahren können entweder die strukturelle oder funktionelle Integrität einer Wirbelkörper-Fusion abzubilden. Unter struktureller Integrität versteht man eine feste trabekuläre Verbindung zwischen dem mit Spongiosa gefüllten Fusionskäfig sowie den angrenzenden Wirbelkörperdeck- und –bodenplatten, welche man im konventionellen Röntgen als auch in der CT- und MRT sehen kann [59]. Die funktionelle Integrität beschreibt die Abwesenheit von Bewegungen innerhalb eines

fusionierten Segmentes, insbesondere bei der Durchführung von Stressaufnahmen, welche zu Manipulationen der Region durch durchgeführte Flexion, Extension oder Kompression ausgeübt wird.

Der Idealfall einer festen Spondylodese äußert sich in der RSA-Technik darin, daß keinerlei Mikrobewegungen zwischen den fusionierten Wirbelkörpern mehr messbar sind. Dennoch können Mikrobewegungen zwischen Wirbelkörpersegmenten insbesondere in der frühen postoperativen Phase durch Lagewechsel des Patienten provoziert werden und mittels Flexions-Extensions-Röntgenaufnahmen mit der Radiostereometrieanalyse (RSA) quantifiziert werden. Bereits 1898, nach Etablierung der Röntgenuntersuchung in der Medizin, wurden durch Davidson dreidimensionale Analysen an Röntgenbildern vorgenommen, welche in Kombination von Seidenfäden und zwei angulierenden Röntgenröhren durchgeführt wurden [81]. Nach Entwicklung der für die stereometrische Analysen notwendigen mathematischen Algorithmen wurde die Röntgenstereometrieanalyse (RSA) von Göran Selvik in Schweden entwickelt [101] und zunächst als „Roentgen Stereophotogrammetric Analysis“ bezeichnet. Heutzutage wird auch der Begriff „Stereoradiography“ verwendet [80].

Nachdem 1984 Personalcomputer zur Durchführung der komplexen Berechnungen zur Verfügung standen, wurde die Technik weniger zeit- und materialaufwändig und verbreitete sich vermehrt. Nach anfänglicher Anwendung von RSA überwiegend in Schweden wurde sie nach weiterer Optimierung der Software mit einer damit verbundenen höheren Benutzerfreundlichkeit zu einer weltweit anerkannten und genutzten Methode in der orthopädischen Forschung [2,3,9,43,53,79,84-86,88,91,96,102,103,109,111] .

Mit Hilfe der Radiostereometrieanalyse können in-vivo-Mikrobewegungen zwischen fusionierten Wirbelsäulensegmenten im zeitlichen Verlauf mit einer hohen Genauigkeit quantifiziert werden. Die Genauigkeit dieser in-vivo-Methode liegt mit 0,3 bis 0,7 mm [44-46,87,88] weit über der Genauigkeit der Bewegungsanalyse anhand herkömmlicher Röntgenaufnahmen (1 bis 5 mm) [51].

Ziel der vorliegenden Studie war die Quantifizierung von Mikrobewegungen zwischen fusionierten Wirbelkörpern, sowohl bei Patienten mit symptomatischer

Spondylolisthesis des lumbosakralen Übergangs als auch bei Patienten mit spinaler Enge des Segmentes L4/L5. Dabei wurden verschiedene Implantate verwendet:

1. Zum einen wurde die Primärstabilität zwischen transpedikulär verschraubten Wirbelkörpersegmenten nach Einbringen eines ventralen Fusionskäfigs oder Implantation zweier von dorsal eingebrachter Fusionskäfige untersucht.
2. Zum anderen wurde die Stabilität sowie das Einsinkverhalten der eingebrachten Käfige im zeitlichen Verlauf gemessen.

## 4. Fragestellungen und Hypothesen

Bislang wurde die Röntgenstereometrieanalyse im Bereich der Wirbelsäule nur bei posterolateraler Fusion sowie bei der Implantation von ventralen Fusionskäfigen verwendet. Erfahrungen über die Durchführbarkeit von RSA bei Verwendung von dorsal eingebrachten Fusionskäfigen nach Laminektomie und Dekompression des Spinalkanals liegen nicht vor. Entsprechend liegen dieser Arbeit folgende Fragestellungen und Hypothesen zugrunde:

1. Ist die Röntgenstereometrieanalyse (RSA) geeignet, die Stabilität von fusionierten Wirbelkörpersegmenten zu quantifizieren, wenn eine dorsale Operationstechnik verwendet wird (Machbarkeitsstudie)?

Unsere Hypothese ist, dass die gemessenen Mikrobewegungen unterhalb der Nachweisgrenze des RSA-Setups sind und so eine knöcherne Konsolidierung gezeigt werden kann.

2. Unterscheidet sich die Primärstabilität einer zweizeitigen ALIF-Spondylodese (transpedikulären Fixation mittels Fixateur interne mit zusätzlicher ventraler Implantation eines Fusionskäfigs (ALIF)) von der Primärstabilität nach einzeitiger PLIF-Spondylodese (dorsale Implantation zweier Fusionskäfige (PLIF)) im zeitlichen Verlauf?

Unsere Hypothese ist, dass die zusätzliche Implantation von Fusionskäfigen bei vorbestehender Stabilisierung durch einen Fixateur interne die Mikrobewegungen zwischen den Wirbelkörpersegmenten in den drei Ebenen des Raumes signifikant verringert, wobei die Stabilität bei Verwendung eines ventral eingebrachten Fusionskäfigs im Vergleich zu zwei dorsal eingebrachten Fusionskäfigen signifikant

höher ist auf Grund der größeren Auflagefläche des ventral eingebrachten Fusionskäfigs.

3. Kann ein Einsintern der Fusionskäfige im Verlauf der knöchernen Integration nach Fusion beobachtet werden?

Unsere Hypothese ist, dass die größere Auflagefläche des ventral eingebrachten Fusionskäfigs zu einem geringeren Einsintern in die benachbarten Deck- und Bodenplatten führt im Vergleich zu zwei von dorsal eingebrachten Fusionskäfigen.

## 5. Patientengut und Methode

In der Klinik für Orthopädie und Orthopädischen Chirurgie der Universitätskliniken des Saarlandes werden jährlich ca. 70 Patienten wegen einer symptomatischen Spondylolisthesis L5/S1 oder einer symptomatischen spinalen Enge L4/L5 mit einer dorsoventralen / rein dorsalen Spondylodese bei spinaler Enge mit spinaler Dekompression versorgt [41,72,82].

### 5.1 Untersuchung der Primärstabilität:

Zur Analyse der Stabilität der dorsoventralen Spondylodese L5/S1 wurden 10 Patienten mit Spondylolisthesis L5/S1 zweiten Grades in unsere Studie aufgenommen (6 Männer, 4 Frauen, mittleres Alter 41 Jahre). Folgende Einschlusskriterien mussten von allen Patienten erfüllt werden [105].

1. symptomatische Spondylolisthesis Grad II nach Meyerding [39,71]
2. schmerzbedingte Beeinträchtigung von Tätigkeiten des alltäglichen Lebens von mindestens 8 Monaten Dauer
3. frustraner konservativer Therapieversuch über den og. Zeitraum
4. Beschwerderegredienz durch externe Stabilisierung mit Gipsmieder über 2 Wochen
5. mittlerer Outcome Score von 60-80 % beim OSWESTRY-Fragebogen [26,36,37]
6. Einverständniserklärung zu der Implantation von 6 bis 9 0,8 mm großen Tantalum-Markern mit anschließender radiologischer Untersuchung im zeitlichen Verlauf  
(siehe Anhang: „Aufklärungsbogen und Einverständniserklärung“).

Zur Bestimmung der Stabilität der rein dorsal durchgeführten Spondylodese mit Dekompression L4/L5 bei spinaler Enge wurden 15 Patienten mit Spinalkanalstenose L4/L5 und/oder Olisthese aufgenommen (8 Männer, 7 Frauen, mittleres Alter 47 Jahre. Folgende Einschlusskriterien mussten von allen Patienten erfüllt werden [105]:

1. symptomatische Spinalkanalstenose oder Olisthese L4/L5
  2. schmerzbedingte Beeinträchtigung von Tätigkeiten des alltäglichen Lebens von wenigstens 8 Monaten Dauer
  3. frustraner konservativer Therapieversuch über den og. Zeitraum
  4. Beschwerderegress durch externe Stabilisierung mit Gipsmieder über 2 Wochen
  5. mittlerer Outcome Score von 60-80 % beim OSWESTRY-Fragebogen [26,36,37]
  6. Einverständniserklärung zu der Implantation von 6 bis 9 0,8 mm großen Tantalum-Markern mit anschließender radiologischer Untersuchung im zeitlichen Verlauf
- (siehe Anhang: „Aufklärungsbogen und Einverständniserklärung“).

### 5.1.1 Operationsverfahren dorsoventrale ALIF-Spondylodese:

In offener Technik erfolgt in Bauchlage des Patienten die Freipräparation der Wirbelsäule von dorsal. Nach Darstellung der Pedikel und Markierung mittels Kirschnerdrähten werden in die Bohrlöcher Tantalmarker platziert und anschließend unter Durchleuchtung die Pedikelschrauben positioniert. Nach Überprüfung der korrekten Lage mittels Bildwandler können die Verbindungsstangen eingebracht werden.

Vier bis zehn Tage nach diesem Eingriff erfolgt die ventrale Stabilisierung. Hierzu wird der Patient in einer Supinations-Trendelenburgstellung und einer Hyperextension im Bereich der LWS bei maximal abduzierten Beinen gelagert. Der transperitoneale endoskopische Zugang erfolgt unterhalb der Aortenbifurkation. Anschliessend erfolgt die Darstellung der Wirbelsäule, die Präparation des Bandscheibenfaches und der angrenzenden Wirbelkörperplatten. Nach Darstellung und Ausräumung des Bandscheibenfaches erfolgt die Aufspreizung mittels Distraktoren und das Einbringen des passgerechten ALIF-Käfigs. In endoskopischer Technik wird der mit Beckenkamm-spongiosa gefüllte ALIF-Käfig in den Zwischenwirbelraum eingebracht. Die Auffüllung mit Spongiosa geschieht zur verbesserten knöchernen Durchbauung des operierten Segmentes. Alle Patienten wurden zur zusätzlichen Stabilisierung der Wirbelsäule postoperativ für die Dauer von 3 Monaten mit einem Wirbelsäulenkorsett nachbehandelt. Im Anschluss erfolgte die ambulante Korsettentwöhnung sowie die Durchführung einer Anschlussheilbehandlung.

### 5.1.2 Operationsverfahren dorsale PLIF-Spondylodese und Dekompression:

In offener Technik erfolgt in Bauchlage des Patienten das Freipräparieren der Wirbelsäule von dorsal. Nach Darstellung der Pedikel und Markierung mittels Kirschnerdrähten werden in die Bohrlöcher entsprechende Tantalmarker platziert und anschließend unter Durchleuchtung Pedikelschrauben positioniert. Die Lage der Pedikelschrauben wird mittels Bildwandler kontrolliert. Anschließend erfolgt unter temporärer Distraction über die bereits positionierten Pedikelschrauben die Dekompression des Spinalkanals durch Laminectomie, anschließende Darstellung der Dura sowie der abgehenden Nervenwurzeln unter Stabilitäts-erhaltung der Anschlusssegmente. Nach Mobilisation der Dura wird diese zur Seite weggehalten und nach Incision des hinteren Längsbandes die Bandscheibe entfernt. Anschließendes entsprechendes Vorgehen nach Weghalten der Dura nach der anderen Seite und Anfrischen der Deck- und Bodenplatten des ausgeräumten Bandscheibenfaches. Im Anschluss daran werden unter Weghalten der Dura nach lateralseits zwei passgerechte Käfige in das vorbereitete Bandscheibenfach eingebracht. Zuvor werden diese mit Spongiosa, welche nach Laminektomie gesammelt wurde, gefüllt. Alle Patienten wurden zur zusätzlichen Stabilisierung der Wirbelsäule postoperativ für die Dauer von 3 Monaten mit einem Wirbelsäulenkorsett nachbehandelt. Anschließend erfolgte ambulant die Korsettentwöhnung sowie die Durchführung einer Anschlussheilbehandlung.

## 5.2 RSA-Untersuchung:

Zur Bestimmung der Stabilität der durchgeführten Spondylodesen erfolgte im Abstand von 3 und 6 Wochen postoperativ sowie 3, 6 und 12 Monate nach durchgeführter Operation eine RSA-Untersuchung welche am liegenden Patienten sowie bei leicht flektiertem Oberkörper durchgeführt wurde (siehe Abbildung 6a und b). Diese RSA-Untersuchungen wurden an Stelle der sonst durchgeführten Nativ-Röntgenkontrollen der Lendenwirbelsäule angefertigt und ausgewertet.

## 5.3 Nachbehandlung:

Alle Patienten wurden für die Dauer von 3 Monaten zusätzlich durch eine Korsettbehandlung mit einem halbrigiden Wirbelsäulenkorsett extern stabilisiert. Die Vollbelastung unter Vermeidung von tiefem Bücken, schwerem Heben sowie Torsionsbewegungen des Rumpfes wurde den Patienten bereits unmittelbar im Anschluss an den operativen Eingriff gestattet.

## 5.4 Verwendete Implantate

### Fixateursystem

An der hiesigen Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie der Universitätsklinik Homburg erfolgt die dorsale Stabilisierung der zu versteifenden Segmente mit Hilfe des BWM-Fixateur interne-Systems aus Titan [8].

### Karbon- Käfige

Die für die genannten Eingriffe zur Verfügung stehenden ALIF- und PLIF-Käfige [14,92] bestehen aus mittels Kunststoffpolymer verstärkten Carbonfasern. Bezüglich Flexibilität und Elastizität sind sie vergleichbar mit der Corticalis menschlichen Knochens. Zentrale Verstärkungen wirken Scherkräften entgegen, die zahnähnliche Oberfläche dient der Verankerung zur Verhinderung eines Entgleitens aus dem Zwischenwirbelraum. Grundsätzlich stehen drei verschiedene Carbonkäfigdesigns dem Operateur je nach Operationsmethode zur Auswahl, welche in ein- oder zweizeitiger Technik eingebracht werden. Alle drei Käfige besitzen folgende Eigenschaften:

Sie wurden vom Hersteller mit Tantalmarkern versehen.

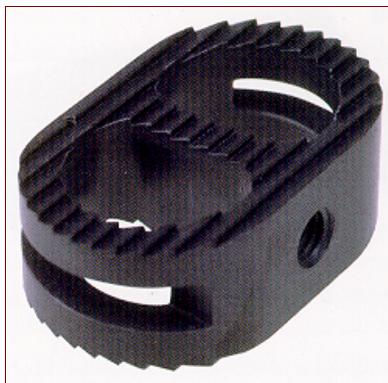
Sie sind aus Carbonfaserpolymer hergestellt.

Sie besitzen einen Hohlraum, welcher mit Spongiosa gefüllt werden kann.

Im Rahmen dieser Studie beschränken wir uns auf die Verwendung der folgenden beiden Käfigtypen:

1. der PLIF-Käfig (=Posterior Lumbar Interbody Fusion) [108], ein quaderförmiger konischer Käfig, der paarweise je Segment von dorsal in den Zwischenwirbelraum eingebracht wird und vom Hersteller mit je 2 Tantalmarkern versehen ist.

2. der ALIF-Käfig (=Anterior Lumbar Interbody Fusion) hat eine ovale Form, ist mit zwei Tantalmarkern versehen und wird von retroperitoneal über einen pararektalen Zugang in offener Technik eingebracht.



1a)



1b)

Abb1a und b:

ALIF-Käfig (1a) und PLIF-Käfig (1b) aus Carbon. Eingearbeitet und nicht sichtbar sind röntgendichte kleine Kugeln aus Tantalum, welche als Röntgen-Marker für die postoperative Untersuchung mittels der Röntgen Stereometrie Analyse (RSA) dienen,

Die verwendeten ALIF-Käfig besitzen eine durchschnittliche Auflagefläche von 850 mm<sup>2</sup>; bei der Implantation von 2 PLIF-Käfigen beträgt die Kochen/Implantat-Kontaktfläche insgesamt 500 mm<sup>2</sup>. Somit beträgt die Auflagefläche von 2 PLIF-Käfigen nur 58% der Auflagefläche eines ALIF-Käfigs.

## 5.5. Röntgen Stereometrie Analyse (RSA)

Die Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA) ist ein auf Nativröntgenbildern basierendes Verfahren, welches präzise dreidimensionale Messungen an Röntgenbildern erlaubt. So können beispielsweise Relativbewegungen zwischen fusionierten Wirbelkörpersegmenten oder zwischen einem Implantat und dem umgebenden Knochen nach vorheriger Markierung mit kleinen Metallkugeln aus Tantal gemessen werden. Mit Hilfe wiederholter Untersuchungen kann die Analyse dieser Bewegungen im zeitlichen Verlauf durchgeführt werden [100]. Zu diesem Zweck ist es erforderlich, eine Reihe von Arbeitsschritten zu befolgen.

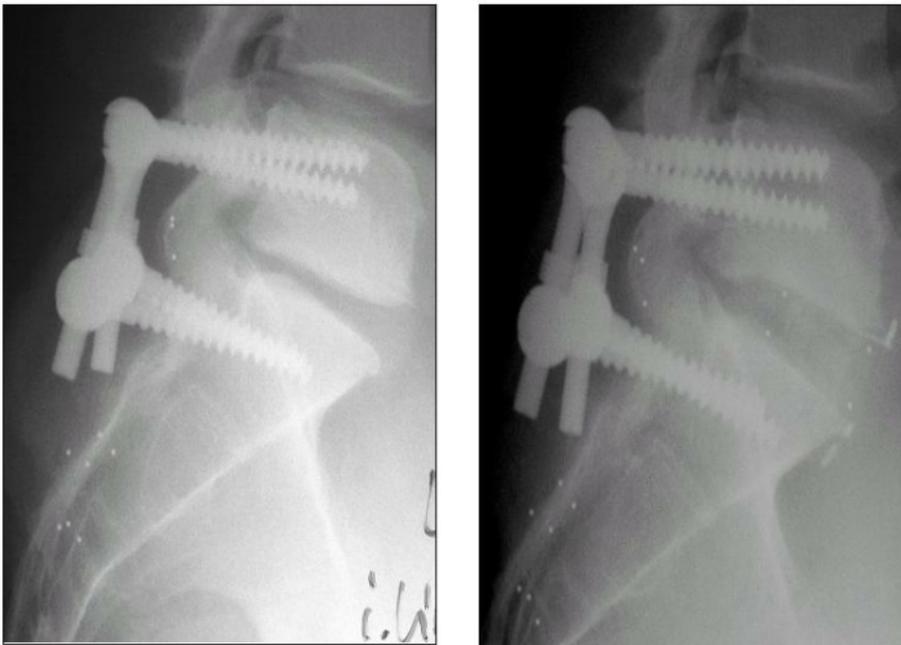
Letztendlich wird mittels standardisierten Röntgenbildern eine 3D-Migrationsanalyse möglich. Selvik selber definierte die RSA als „Wissenschaft von der Anfertigung von 3D-Bildern aus Röntgenaufnahmen, um primär geographische Charakteristika eines Objekts zu bestimmen“ [44].

Die Röntgenstereometrieanalyse wird in der orthopädischen Forschung in vielen Bereichen angewendet, da durch ihre hohe Präzision eine genaue Messung von Implantat- und Knochenbewegungen bei Frakturen, Osteosynthesen, Spondylodesen, Osteosynthesen oder Endoprothesen möglich ist [87,95].

### 5.5.1 RSA-Markierungen

Zur Durchführung von RSA-Messungen muss sowohl das Implantat als auch der umgebende Knochen mit kleinen röntgendichten Kugeln aus Tantal markiert werden. Tantal, ein Metall aus der Vanadium-Gruppe, besitzt auf Grund seiner Atomzahl (73) eine sehr hohe Röntgendichte. Seit 1940 wird dieses Tantal in der Medizin verwendet und hat seine Biokompatibilität in Langzeitstudien als in keiner Weise den Patienten beeinträchtigend bewiesen [80,101].

Zur Messung von Mikrobewegungen des versteiften Segmentes wurden fünf bis neun 1 mm große Tantalmarker in die beiden angrenzenden Wirbelkörper sowie deren Wirbelkörperfortsätze eingebracht. Hierzu wurden die durch die K-Drähte entstandenen Löcher, welche zur Retraktion des Gewebes eingebracht wurden, genutzt. Die Implantation der Tantal Kügelchen kann sowohl von ventral als auch von dorsal vorgenommen werden. Zur Vereinfachung der postoperativen Zuordnung der



Marker zu den einzelnen Segmenten wurden unterschiedliche Markergrößen für jedes einzelne Segment gewählt, z.B. 0,8 mm für den cranialen Wirbel und 1,0 mm für den caudal gelegenen Wirbel/das Sacrum.

Abb.2 a und b:

Markierung der fusionierten Wirbelkörper mit Tantal-Markern vor (a) und nach (b) Implantation der Fusionskäfige. Die in der Studie verwendeten Tantal-Kügelchen haben einen Durchmesser von 0,8 und 1,0 mm.

Die Implantation der Tantal-Kügelchen erfolgte mit Hilfe des speziellen Implantationswerkzeuges (Insertion Pistol, UmRSA Biomedical Innovations, Umea, Schweden), mit dessen Hilfe die Kugeln fest in den spongiösen Knochen des zu untersuchenden Segmentes eingebracht wurden.

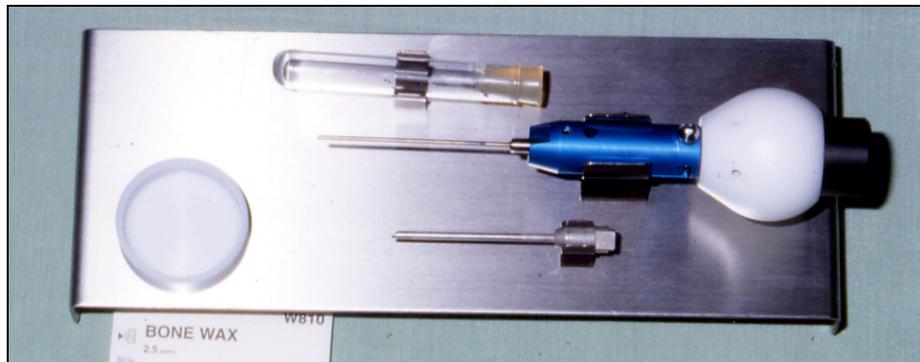


Abb. 3: Implantationswerkzeug für Tantal-Kugeln der Firma UmRSA Biomedical, Schweden

## 5.5.2 RSA-Röntgen

Zur RSA werden simultane Röntgenaufnahmen mit zwei angulierten Röntgenröhren angefertigt. Da mit einer Hartstrahltechnik (hohe Röhrenspannung (kV), geringe Dosisleistung (mAS-Werte)) geröntgt wird, ist die effektive Strahlenbelastung für den Patienten geringer als beim konventionellen Röntgen trotz der doppelten Aufnahme [101] und liegt unterhalb der Strahlenbelastung einer konventionellen Röntgen-Thorax Untersuchung.

Ein RSA-Kalibrierungskäfig aus Plexiglas mit den Röntgenfilmen, in dessen horizontaler Ebene sich 18 Tantalmarker (im Weiteren als „Virtuelle-Marker“ bezeichnet) in genau definierten Rechtecken angeordnet befinden, wird während des Röntgens unter dem Patienten positioniert. Getrennt werden die beiden Seiten des Kalibrierungskäfigs durch eine 5 cm hohe vertikale Plexiglasscheibe, auf deren oberer Kante sich 5 weitere, genau angeordnete Tantalmarker befinden (sog. „Kontroll-Marker“). Zur Minderung der Streustrahlung ist der Kalibrierungskäfig mit Streustrahlenrastern versehen.

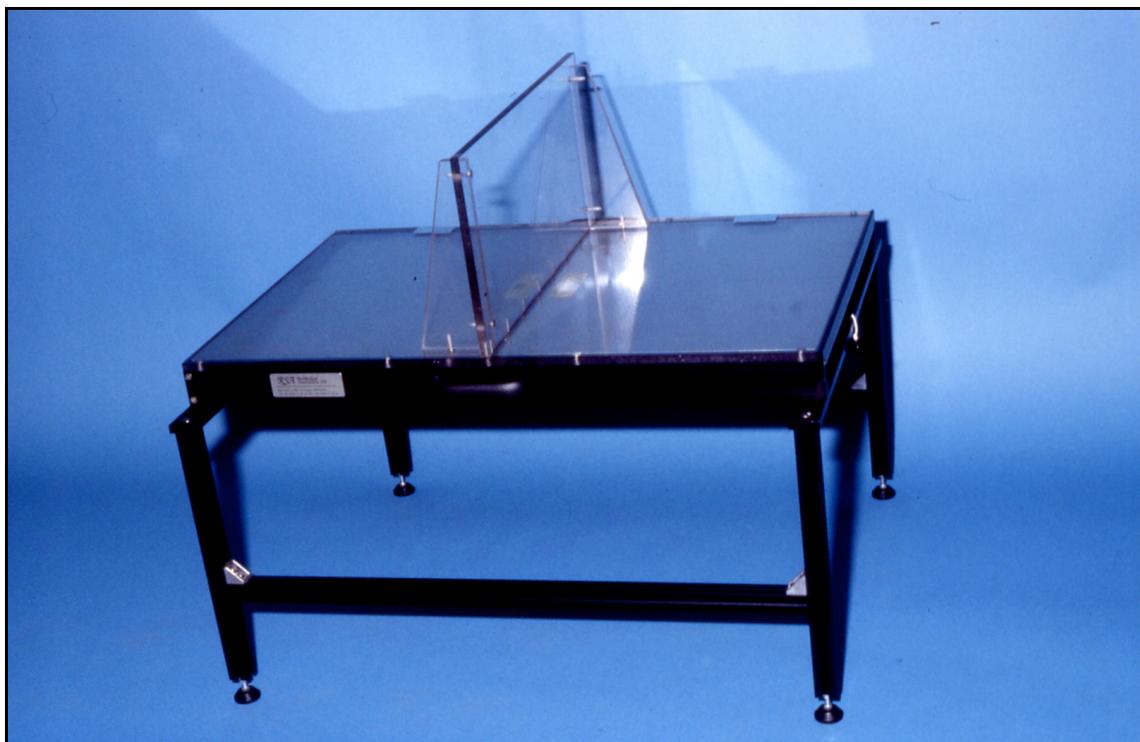


Abb.4: RSA-Kalibrierungskäfig für Wirbelsäulenaufnahmen

Die Ausrichtung der Röntgenröhren für das RSA-Röntgen erfolgt in einem Winkel von  $45^\circ$  zueinander und auf den RSA-Kalibrierungskäfig. Der Film-Fokus-Abstand beträgt 1,60 m.

Die Röntgenröhren werden zu Beginn der Untersuchungsreihe genau justiert, anschließend wird nur noch der Patient in Rückenlage mit dem Lagerungstisch in den Strahlengang geschoben. Bei der Ausrichtung der Röhren muss darauf geachtet werden, dass die durch die Lichtvisiere beider Röhren erzeugten Kreuze letztendlich parallel zueinander ausgerichtet sind. Der Schnittpunkt beider Strahlengänge sollte sich in der Ebene befinden, in der auch bei der späteren Aufnahme das fusionierte Segment zu erwarten ist.

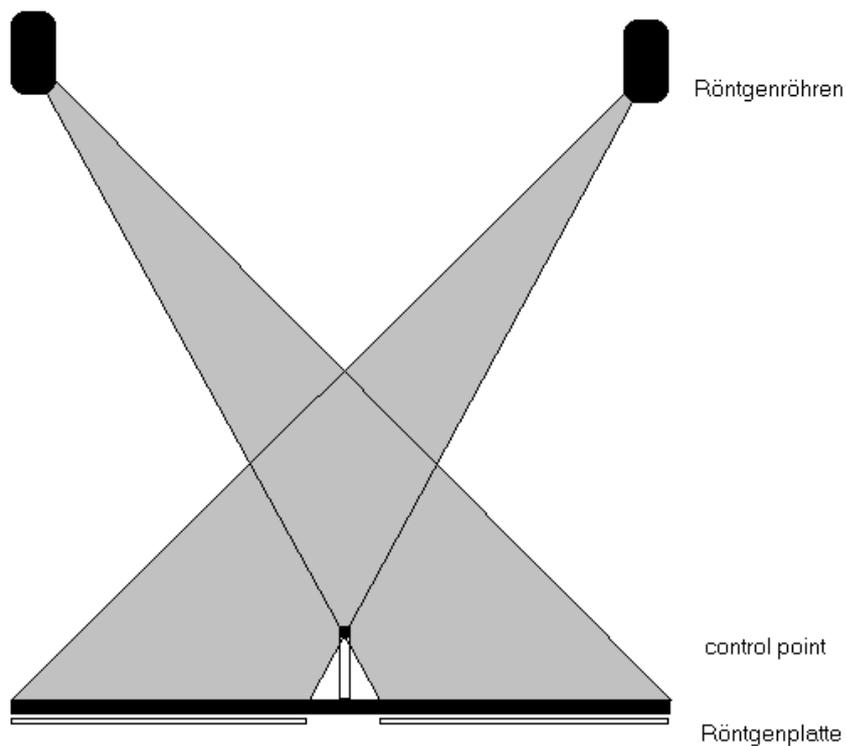


Abb.5: Strahlengang und Positionierung der Röntgenröhren

Die exakte Positionierung von Käfig, Röhren und Patient ist zur Rekonstruktion der Röhren-Position in der RSA-Auswertung nötig und entscheidend für die Genauigkeit der Untersuchung [97].

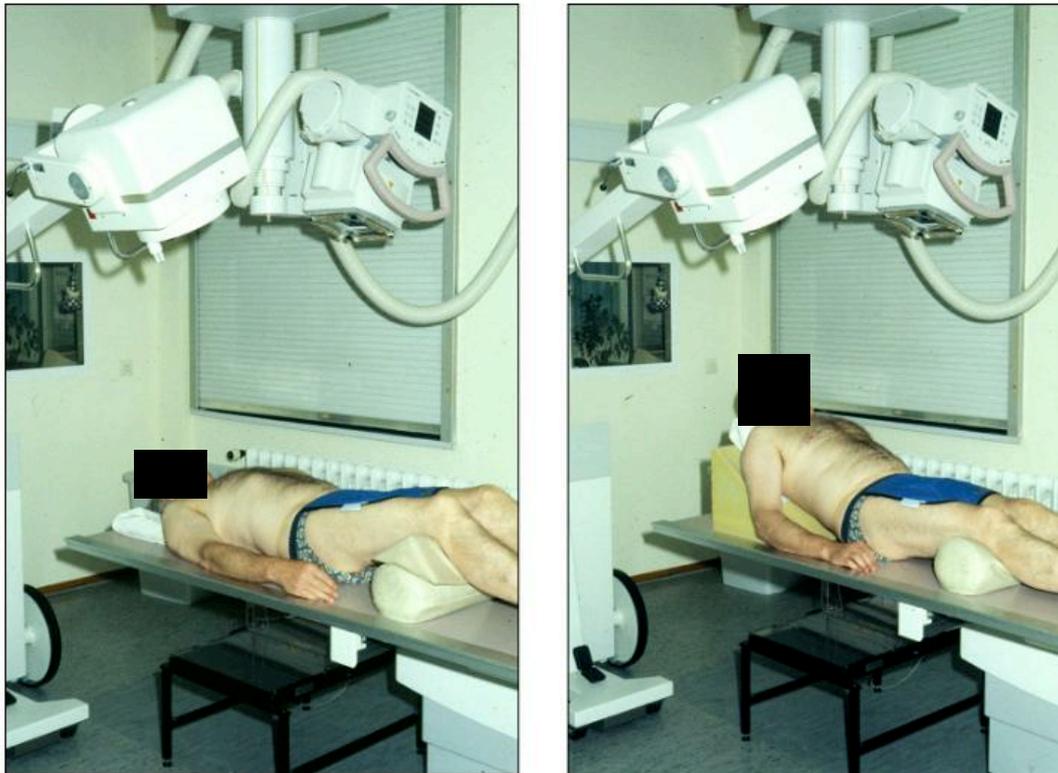


Abb.6a und b: Positionierung des Patienten in Neutral (a) und Inklination (b) samt Röntgenröhren (Einverständnis des Patienten vorhanden)

Da im Rahmen dieser Studie minimale Veränderungen der Position der fusionierten Wirbel zueinander sowie der einzelnen Wirbel zu den jeweils implantierten Käfigen untersucht werden sollen, wird jeweils eine Aufnahme in Neutralposition des Oberkörpers am liegenden Patienten sowie eine Aufnahme in Inklination als korrespondierende Belastungsaufnahme durchgeführt. Hierzu liegt der Patient zunächst flach auf dem Röntgentisch und wird zur Durchführung der Inklinationsaufnahme mittels Keilkissen in einer etwa 45° Inklinationsposition gelagert. Pro Untersuchungszeitpunkt werden so pro Patient 4 Röntgenbilder angefertigt, je 2 in Neutralposition und 2 in Inklination, auf denen neben den in die Wirbelkörper eingebrachten Marker ebenso die Kalibrierungsmarker abgebildet sind.

### 5.5.3 RSA-Auswertungen

Um an den Röntgenbildern 3D-Messungen mit der UmRSA-Software durchführen zu können, werden die Bilder mit einem handelsüblichen Personalcomputer weiter bearbeitet.

Mit Hilfe eines großformatigen Flachbettscanners werden die Röntgenaufnahmen zunächst eingelesen. Verwendet werden dabei die Softwareprogramme MagicScan 32 Version 4.1 (Umax, Deutschland) und UmRSA Digital Scan RSA Images for Measuring Version 1.0 (UmRSA Biomedical Innovations AB, Schweden, Version 1999). Die genannten Programme bauen aufeinander auf und greifen auf eine einzige Datenbank zurück, in der die notwendigen Patientendaten gespeichert sind. Auf den beiden eingescannten Röntgenfilmen müssen alle abgebildeten Tantal-Markierungen eindeutig identifiziert werden.

Ein Teil der Markierungen entspricht den Tantalkügelchen auf dem Kalibrierungskäfig, welche auch als Kalibrierungsmarker bezeichnet werden. Diese sind unterteilbar in filmnahe „virtuelle Marker“ (klein, randscharf), welche in einem Rechteck angeordnet sind und filmferne „Kontroll-Marker“ (groß, unscharf), welche in einer Geraden angeordnet sind. Diese bestimmen die Bildkoordinaten. Somit gibt der Kalibrierungskäfig 3 Achsen, X, Y und Z, vor. Diese Bildkoordinaten dienen als Grundlage zur späteren Berechnung der Position der Patienten- und Objektmarker im dreidimensionalen Raum.

Unter Verwendung der digitalen RSA-Software ist es mittlerweile möglich, automatisch je nach Angabe zweier virtueller Marker und Kontroll-Marker die Käfigkoordinaten zu berechnen. Dem Programm wird angegeben, dass ein uniplanarer Käfig-Typ verwendet wird. Die Geometrie und Anordnung der Käfig-Marker zueinander sind damit bekannt und das Programm überprüft lediglich, ob sich an genau diesem erwarteten Punkt auf dem Röntgenbild ein Marker befindet. Ist dies der Fall, so wird er als Käfigeckpunkt akzeptiert.

Die übrigen Markierungen sind Tantalkügelchen des Knochens (sog. Patientenmarker) oder die der Implantatkomponenten (sog. Objektmarker).

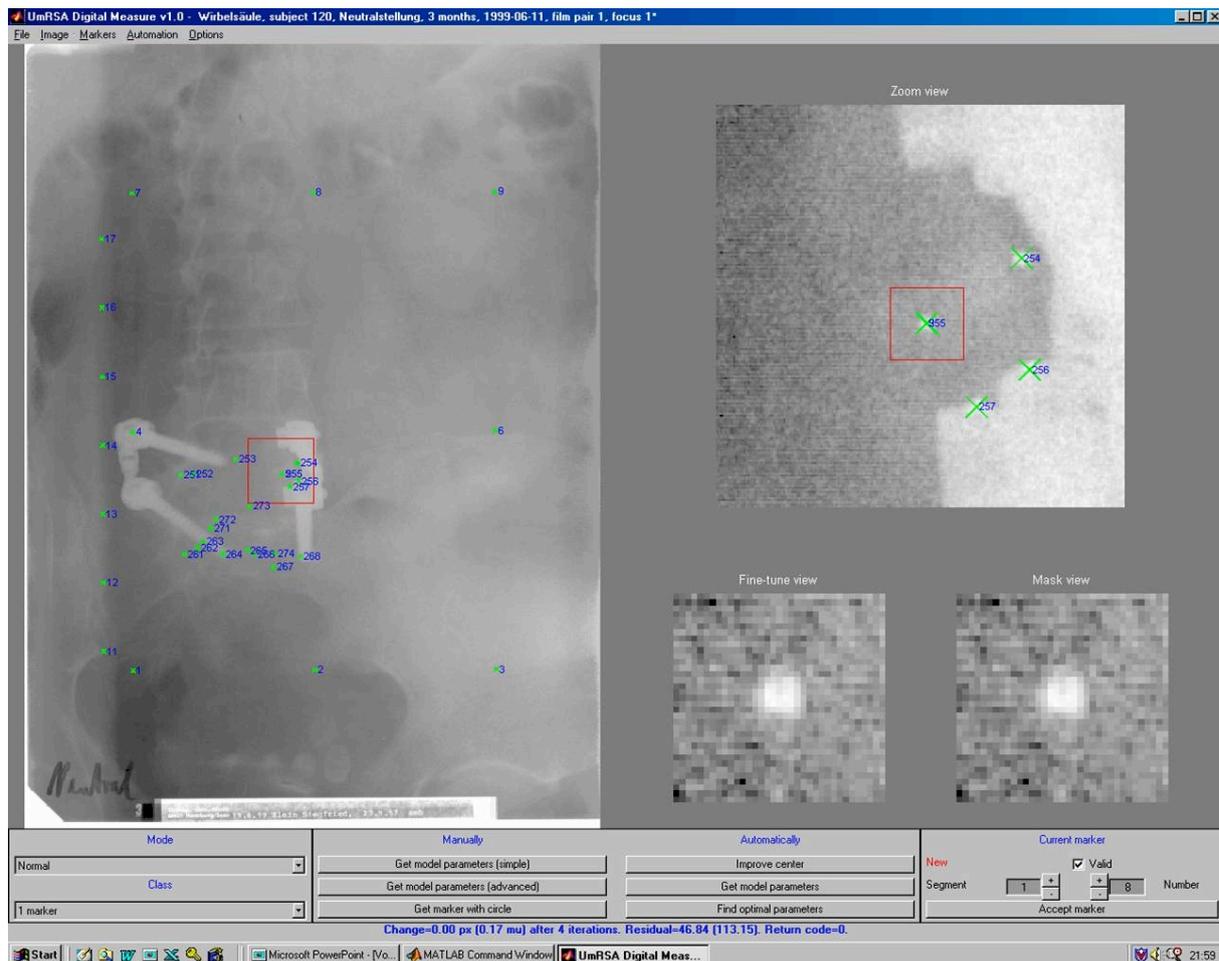


Abb.7: Zuordnung der ID-Nummern und Erfassen der Bilderkoordinaten mit Hilfe der UmRSA Digital Measure Software. Benutzeroberfläche mit Detailvergrößerung (oben rechts) und Kontrolle der Markerzentrierung (unten rechts).

Eine Identifikationsnummer (ID-Nummer) wird an jeden Marker vergeben, um eine eindeutige Zuordnung zu sog. Bewegungssegmenten zu erlauben. Unter einem Bewegungssegment versteht man bei der RSA Marker, die sich im gleichen Objekt befinden und sich untereinander nicht bewegen sollten (z.B. alle im cranialen Wirbel implantierten Tantalmarker bilden ein Bewegungssegment und die in dem caudalen Wirbel/Sacrum verankerten Tantalmarkern das zweite Segment). Von großer Wichtigkeit ist es, die Marker-ID in jeder Folgeuntersuchung exakt beizubehalten, da sonst große Positionsänderungen einzelner Marker innerhalb eines Bewegungssegmentes resultieren würden.

Die Zentrierung der Marker bei der RSA basiert auf einer geringeren Dichte einer Tantal-Kugel im Randbereich. Durch aufwändige mathematische Berechnungen kann das Zentrum des Markers bestimmt werden.

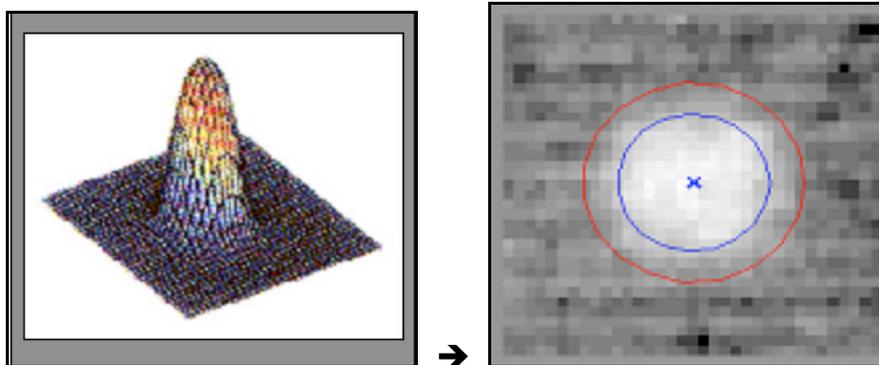


Abb.8: Mathematisches Modell der RSA-Software zur optimalen Ermittlung des Zentrums der Tantal-Kugeln

Nachdem die Zuordnung der Segmente und Marker erfolgt ist, werden die Werte in die UmRSA-Software exportiert und weiter bearbeitet. Zur Messung von Bewegungen muss der Computer einen virtuellen dreidimensionalen Raum erstellen.

Es werden hierzu drei Berechnungsschritte durchgeführt:

- Umwandlung der 2D-Bildkoordinaten der beiden Röntgenfilme in so genannte „Laborkoordinaten“
- Bestimmung der Röhrenposition in Relation zum Kalibrierungskäfig
- Berechnung der 3D-Position jedes implantierten Tantal-Markers im Raum

Dem Computerprogramm ist die Lage der virtuellen Marker des Kalibrierungskäfigs bekannt. Die eingelesenen Bildkoordinaten der simultan angefertigten Röntgenbilder sind auf Grund der Vergrößerung und der divergierenden Strahlengänge der Röntgenröhren verzerrt.

Diese Abweichung kann mathematisch ermittelt werden. Die damit genauer bestimmten Punkte werden in ein sog. korrigiertes Laborkoordinatensystem übertragen.

Die genaue Berechnung der Markerposition im dreidimensionalen Raum ist nur mit den korrigierten Laborkoordinaten möglich.

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n r_i^2}$$

$r_i$  = radialer Fehler  
 $n$  = Anzahl der virtuellen Marker

Abb. 9: Formel zur Korrektur des Laborkoordinatensystems

Im nächsten Schritt werden die Kontrollmarker mittels einer Geraden in das zuvor erstellte Laborkoordinatensystem übertragen. Unter der Annahme, dass sich bei idealer Digitalisierung die Geraden aller Kontrollmarker in einem Punkt schneiden, der dem Brennpunkt der Röhre entspricht, kann dieser Brennpunkt mit Hilfe einer Näherungsformel bestimmt werden.

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i^2}$$

$d_i$  = Abstand zwischen der berechneten Gerade  $i$  und dem berechneten Fokus  
 $n$  = Anzahl der Kontrollpunkte

Abb. 10: Näherungsformel zur Berechnung des Röhrenbrennpunktes

Sind die beiden Röntgenröhrenbrennpunkte bekannt, so kann das Computerprogramm zwei Geraden (Schnittlinien) durch die Objektmarker legen und damit die dreidimensionale Position der Marker über die Strahlensätze im Raum berechnen.

Auf Grund vorhandener geringfügiger Toleranzen schneiden sich die Geraden nicht immer in einem Punkt. Der Schnittpunkt (=Objektmarkerposition im Koordinatensystem) ist deshalb nicht immer eindeutig, sondern wird als der Mittelpunkt einer Linie definiert, die den kleinsten Abstand zu der Geraden besitzt. Gleichzeitig ist damit auch ein Fehlvektor gegeben, der eine Kontrolle der Genauigkeit der Messung ermöglicht. Für diesen Fehlvektor sind vom Programm Grenzwerte vorgegeben.

Für jeden einzelnen Patienten- oder Objektmarker wiederholt der Computer diesen letzten Schritt auf Basis der Ergebnisse der beiden ersten Berechnungen.

Sind Marker in verschiedenen Untersuchungen sicher identisch bezeichnet, so ermöglichen diese Vorberechnungen Lageänderungen und damit Relativbewegungen (=Migrationen) der Segmente untereinander zu quantifizieren.

Die Marker innerhalb eines Segments (z.B. alle Marker im cranialen Wirbel, alle Marker im caudal gelegenen Wirbel/Sacrum, alle Marker der Implantate) werden als eigenständige Polygone zusammengefasst. Polygone sind räumliche Objekte, die durch Verbindung aller Marker eines Bewegungssegmentes entstehen. Die Polygone sollten idealerweise (bei Stabilität der Marker im Segment) ihre Form im Laufe der Untersuchungen nicht ändern.

Verschiebungen der Polygone untereinander werden als Segmentbewegungen bezeichnet. Hierzu berechnet der Computer ein mathematisches Modell und überprüft zuvor, ob alle Marker des Bewegungssegmentes zwischen den einzelnen Untersuchungszeitpunkten stabil verankert sind oder ob sich ein einzelner Marker relativ zu den übrigen Segmentkomponenten verschoben hat (z.B. durch Knochenbruch). Hierzu werden die einzelnen Kanten, Winkel und Geraden der Polygone zwischen den Untersuchungen miteinander verglichen. Weicht einer der Marker um mehr als 0,2 mm innerhalb des Polygons zur Voruntersuchung ab, so wird er ausgeschlossen und ein neues Polygon berechnet.

Die geometrische Qualität eines Polygons wird mit Hilfe der sog. condition number angegeben. Eine hohe condition number bedeutet eine Verformung des Polygons im Grenzbereich, wodurch sich die Messgenauigkeit verringert.

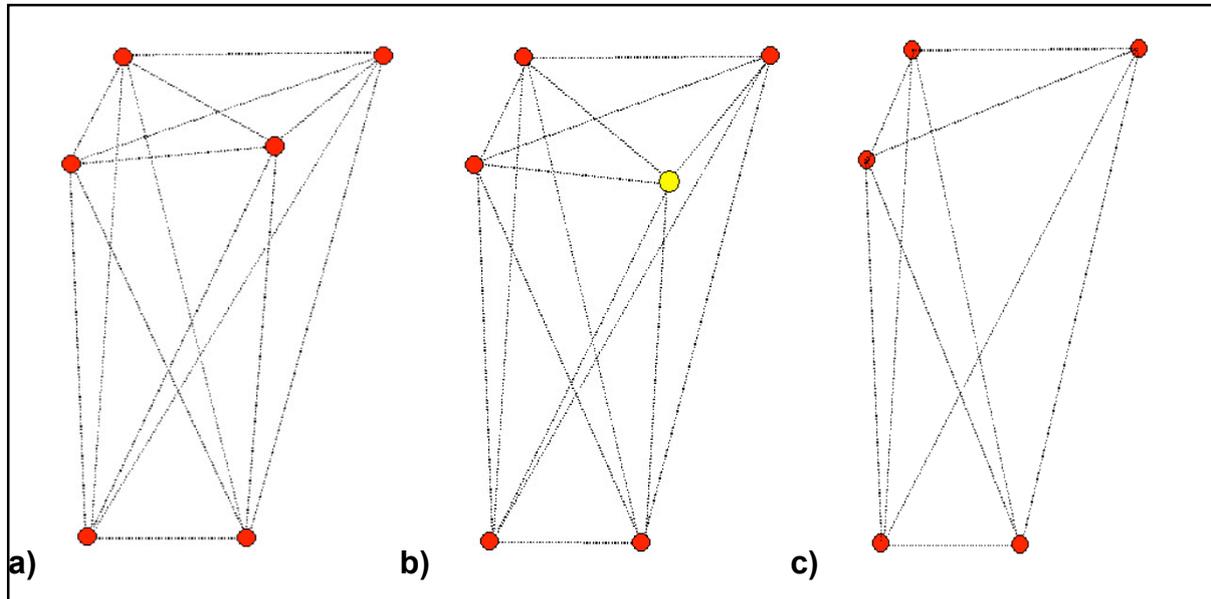


Abb. 11: a) Darstellung eines Polygons  
 b) Sollte ein Marker (Gelb) relativ zu den anderen wandern, resultiert eine Deformierung des Polygons. Der Marker wird von der Messung ausgeschlossen.  
 c) Neu berechnetes Polygon nach Ausschluss des gewanderten Markers

Dieses Ausschlussverfahren wird als „Test of rigid body model“ bezeichnet [100,101] und dient als weitere Fehlerkontrolle im RSA- System. Je mehr Marker implantiert werden, desto präziser wird das Polygon und damit der „Test of rigid body model“. Nach endgültiger Festlegung der einzelnen Polygone kann die Bewegung zwischen einzelnen Segmenten berechnet werden.

Werden mehrere Untersuchungen eines Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten auf diese Weise bearbeitet, können Relativbewegungen der Segmente zwischen den einzelnen Kontrollen angegeben werden, indem der Computer Bewegungen der Polygone anhand der konstanten Käfig-Koordinaten miteinander vergleicht. Migrationen („Bewegung in Abhängigkeit von der Zeit“) [74] können dabei als Gesamtmigration von der postoperativen Untersuchung bis zur letzten ausgewerteten Aufnahme oder als beliebiger Zwischenwert auf der Zeitachse

berechnet werden (z.B. Migration postoperativ bis zu 3 Wochen, 3 Wochen bis zu 6 Wochen, 6 Wochen bis zu 3 Monaten, 3 Wochen bis 3 Monate).

Die Migrationanalyse ist auf drei verschiedene Arten möglich:

- *Positionsänderung (Growth rate)*: Es werden Distanzänderungen der einzelnen Marker zwischen den einzelnen Untersuchungen festgestellt, eine Bewegungsrichtung ist dabei nicht erkennbar.
- *Einzelmessung (Point motion)*: Hierbei wird die Lageänderung einzelner Marker relativ zu einem Bewegungssegment bestimmt. Diese Analyse hat gegenüber der Segmentanalyse (s. unten) einen höheren Messfehler.
- *Segmentbewegungsanalyse (Segment motion)*: Dreidimensionale Bewegungsanalyse auf Segmentebene. Dies ist möglich, sobald mindestens drei Tantalmarker pro Segment vorhanden sind. Diese Variante weist eine höhere Messgenauigkeit auf. Nur mit ihrer Hilfe ist eine vollständige Migrationsanalyse inklusive Rotation möglich. Für die Studie wurde deshalb soweit möglich immer die Segmentbewegungsanalyse durchgeführt.

#### 5.5.4 Messfehler

Die Genauigkeit des RSA-Systems wird an verschiedenen Stellen der Einzelmessungen überprüft.

Zum einen kontrolliert das System die digitalisierten Bildkoordinaten des Kalibrierungskäfigs im Vergleich zu den bekannten tatsächlichen Koordinaten des Kalibrierungskäfigs, zum anderen wird der Fehlervektor („*error vector of crossing lines*“) nach Berechnung der 3 D-Position der Marker im Raum berechnet.

Der Test auf rigide Körper (*test of rigid body model*) zwischen verschiedenen Untersuchungen ist eine weitere Fehlerkontrolle.

Die noch akzeptablen Grenzwerte sind vom System für jeden der drei einzelnen Schritte vorgegeben.

Zur Bestimmung des experimentellen Fehlers wurde die Genauigkeit des RSA-Verfahrens durch Doppeluntersuchungen in Neutralstellung und in 45°

Inklinationsstellung bestimmt. 5 Patienten mit guter knöcherner Konsolidierung in den konventionellen Röntgenbildern wurden 6 Monate nach der Fusion erneut untersucht. Die tatsächlichen intervertebralen Mikrobewegungen wurden ausgewertet und die Standardabweichung dieser Bewegungen von Null berechnet. Null ist der theoretische Abstand gleicher Punkte. Die minimale signifikante Abweichung ( $p < 0,01$ ) von 0,25, 0,42 und 0,57 mm. In dieser Studie wurden ermittelte Translationsbewegungen der fusionierten Segmente als nicht signifikant gewertet, solange sie folgende Werte für die 3 Bewegungsachsen nicht überschritten: 0,3 (X-Achse), 0,5 (Y-Achse) und 0,7 mm (Z-Achse). Die Genauigkeit unseres RSA-Setups wurde gemäß den bereits von Johnsson et al. verwendeten Verfahren bestimmt, welcher vergleichbare minimal signifikante Bewegungen ( $p < 0,01$ ), von 0,22, 0,49 und 0,64 mm entlang den X-, Y- und Z-Achsen publizierte.

### 5.5.5 RSA-Röntgen Technik

Für die Röntgenaufnahmen in der Studie wurde zum einen eine fest installierte Röhre (Philips Optimus Bucky Diagnost HT 04016658) und zum anderen die Siemens Mobilette E 04014694 verwendet. Die Röntgen-Filme hatten ein Maß von 30 x 40 cm. Die Aufnahmen erfolgten in Hartstrahltechnik. Die angelegte Spannung (kV) und Belichtungszeit (mAS-Werte) bewegten sich dabei im Bereich von 113 bis 117 kV und 8 bis 10 mAS. Zur Verringerung von Aufhärtingsartefakten wurden zusätzlich Aluminiumschienen im Strahlengang positioniert. Das Röntgen erfolgt simultan in zwei Ebenen mittels zweier in 40°-Stellung positionierter konventioneller Röntgenröhren, wodurch jeweils zwei Foki entstehen, die später durch die Lage der Marker des Kalibrierungskäfigs zugeordnet werden können [100]. Der Patient wird liegend auf dem Röntgentisch positioniert. Die Röntgenröhren sind nun in 45°-Stellung zum Patient ausgerichtet. Unter der Tischplatte befindet sich der Kalibrierungskäfig. Die vertikale Seitenplatte des Käfigs und somit die control points sind ebenfalls in einer 40°-Position zu den beiden Röntgenröhren. Die beiden Filmplatten befinden sich unterhalb des Kalibrierungskäfigs. Es wird somit auf jedem Röntgenfilm ein Fokus abgelichtet. Die beiden Foki lassen das doppelte Vorhandensein zweier Punkte in Fokus zwei auf dem späteren Röntgenbild unterscheiden.

### 5.5.6 Nachbearbeitung der RSA-Bilder

Die Weiterverarbeitung der Röntgenbilder erfolgte mittels eines handelsüblichen Personalcomputers (PC, Dell-PC-System mit Pentium III Prozessor mit 128 MB RAM, 12 GB Festplattenspeicher).

Das Einscannen der Röntgenaufnahmen erfolgte mit dem großformatigen DIN A3-Präzisions-Flachbettscanner (UMAX, Deutschland, Modell Mirage II) mittels 300 dots-per-inch (dpi) -Auflösung.

Anschließend erfolgte die Bearbeitung der Bilddaten mit den Programmen UmRSA (RSA Biomedical Innovations AB, Schweden, Version 4.0) und UmRSA Digital Measure (RSA Biomedical Innovations AB, Schweden, Version 1.0).



Abb. 12: RSA-Arbeitsplatz (Computer, Scanner)

### 5.5.7 Untersuchungsverlauf

Die Patienten wurden 3 Wochen, 6 Wochen, 3 Monate, 6 Monate und 1 Jahr nach Operation nachuntersucht. Diese Untersuchung beinhaltete neben der RSA-Kontrollröntgenuntersuchung ebenso eine Untersuchung der sensomotorischen Funktionen sowie eine Überprüfung des Lasègue'schen Zeichens. Die RSA-Röntgenkontrolluntersuchungen erfolgten in Neutralposition sowie Inklination der Patienten. Hiermit war durch den Vergleich der Neutralpositions- und Inklinationsaufnahmen zu jedem Zeitpunkt ein Vergleich der Restbeweglichkeit zwischen den versteiften Segmenten zueinander sowie der Beweglichkeit des implantierten Käfigs, bezogen auf die angrenzenden Wirbelkörper, möglich. Des Weiteren konnte durch die Auswertung der Entwicklung dieser Beweglichkeit im zeitlichen Verlauf die bislang stattgehabte knöcherne Konsolidierung eingeschätzt werden.

Hierbei spricht eine Abnahme der Mikrobewegungen zwischen den fusionierten Wirbelkörpern im zeitlichen Verlauf für eine zunehmende Stabilität durch die fortschreitende knöcherne Konsolidierung der Spondylodese .

### 5.6 Statistische Auswertung

Zur Bestimmung des Messfehlers und der Genauigkeit der RSA wurden doppelte RSA-Untersuchungen in flacher Rückenlage und 45° Inklination des Oberkörpers in Rückenlage durchgeführt. Hierzu wurden 6 Patienten mit konventionell-radiologisch guter knöcherner Durchbauung 6 Monate nach Fusion untersucht. Die so bedingte intervertebrale Verschiebung wurde berechnet und die Standardabweichung von Null wurde abgeschätzt. Null ist die theoretische Abweichung innerhalb eines Paares. Die minimal signifikante Translation ( $p < 0,01$ ) für die transversal (x), vertikal (y) und sagittal (z) Achse wurde mit Hilfe des t-Testes berechnet. Doppelte RSA-Untersuchungen von 5 Patienten mit guter knöcherner Durchbauung ergaben Standardabweichungen bezüglich des Messfehlers der RSA von 0,08, 0,13 und 0,18mm innerhalb der Achsen. Diese Werte entsprechen den minimal signifikanten Translationen ( $p < 0,01$ ) von 0,25, 0,42 und 0,57 mm. Die in dieser Untersuchung gemessenen Translationen wurden als nicht signifikant gewertet bis sie 0,3, 0,5 und 0,7mm an diesen Achsen überschritten. Die Genauigkeit unseres RSA Versuchsaufbaus wurde entsprechend der von Johnsson et al. beschriebenen

Methode bestimmt der vergleichbare minimal signifikante Translationen ( $p < 0,01$ ) von 0,22, 0,49 und 0,64 mm für die transversal (x), vertikal (y) und sagittal (z) Achse publizierte.

## 6. Ergebnisse

### 6.1 Stabilitätsbeurteilung nach dorsoventraler ALIF-Spondylodese

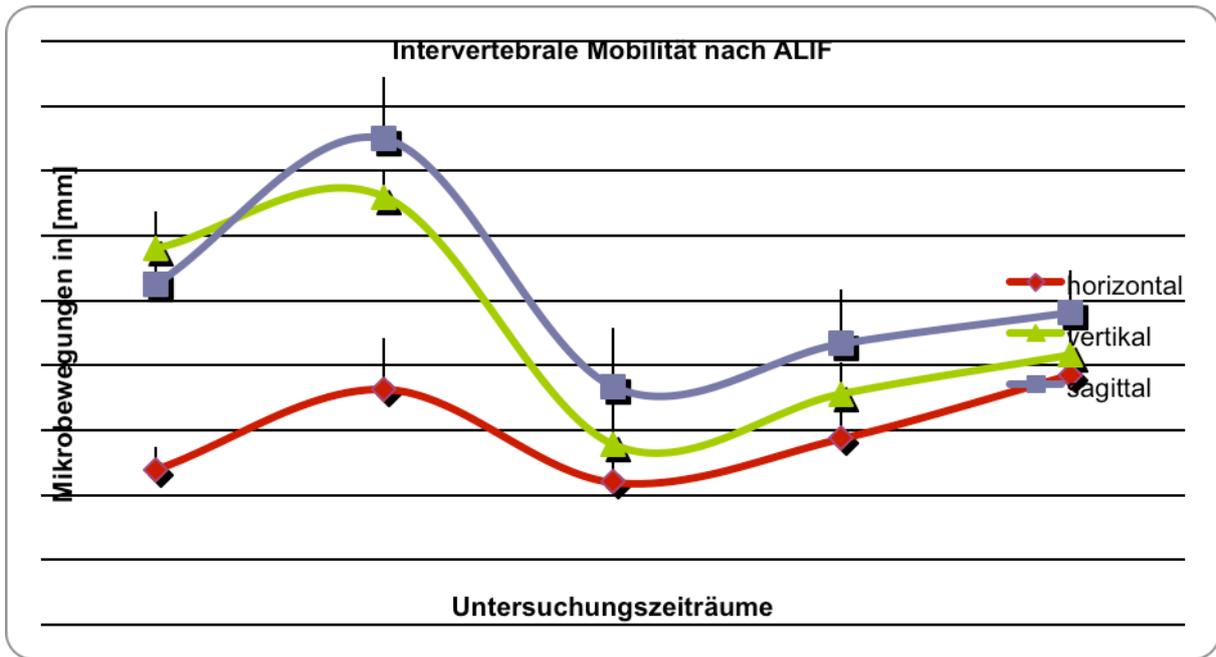
Nach operativer Stabilisierung des Wirbelsäulensegmentes L5/S1 in dorsoventraler Technik mittels eines Fixateurs interne, welcher dorsal in offener Technik implantiert wurde, erfolgte eine zusätzliche Versteifung von ventral durch den ALIF-Käfig, welcher in den Zwischenwirbelraum eingebracht wurde. Es erfolgte eine Stabilitätsbeurteilung unter Zuhilfenahme des RSA-Verfahrens. Die Röntgenuntersuchung erfolgte in Neutralstellung und Inklinatation.

Mit Hilfe des RSA-Verfahrens zeigte sich eine durchschnittliche Mobilität in dem versteiften Wirbelsegment von 0,12 mm in der Transversalachse (X-Achse), von 0,29 mm in der Vertikal- (Y-Achse) und 0,26 mm in der Sagittalachse (Z-Achse). Erneute RSA-Röntgenaufnahmen, welche 3 Monate nach Operation angefertigt wurden, zeigten eine nicht signifikant gesteigerte Mikrobeweglichkeit des operierten Segmentes. In der Transversalachse wurde eine Mikrobeweglichkeit von 0,18 mm , in der Vertikal- von 0,33 mm und in der Sagittalachse eine Mikrobeweglichkeit von 0,38 mm gemessen.

Nach 6 Monaten konnte eine nicht signifikante Abnahme der Bewegungen des versteiften Segmentes beobachtet werden, welches gleichzusetzen mit einer Zunahme der Stabilität ist. Zu diesem Zeitpunkt betrug die Mikrobeweglichkeit auf 0,14 mm in der a.p.-Achse, 0,18 mm in der Vertikalachse und 0,22 mm in der Sagittalachse.

12 Monate postoperativ zeigte sich in der Transversalebene (X-Achse) eine Mikrobeweglichkeit von 0,19 mm, in der Vertikalebene (Y-Achse) eine Restbeweglichkeit von 0,21 mm und in der Sagittalebene (Z-Achse) die von den analysierten Röntgenbilder höchste Beweglichkeit von 0,24 mm.

Das im Folgenden aufgeführte Diagramm gibt die Daten der untersuchten Patienten wieder. Sie beschreibt die jeweils verbliebene Beweglichkeit 3 Wochen, 6 Wochen, 3 Monate, 6 Monate und 12 Monate nach Operation, jeweils für die Transversal- (X-Achse), die Vertikal- (Y-Achse) und die Sagittalebene (Z-Achse).



Diag. 1: Intervertebrale Mobilität der ALIF Segmente bei liegendem Fixateur interne im zeitlichen Verlauf über 12 Monate in mm.

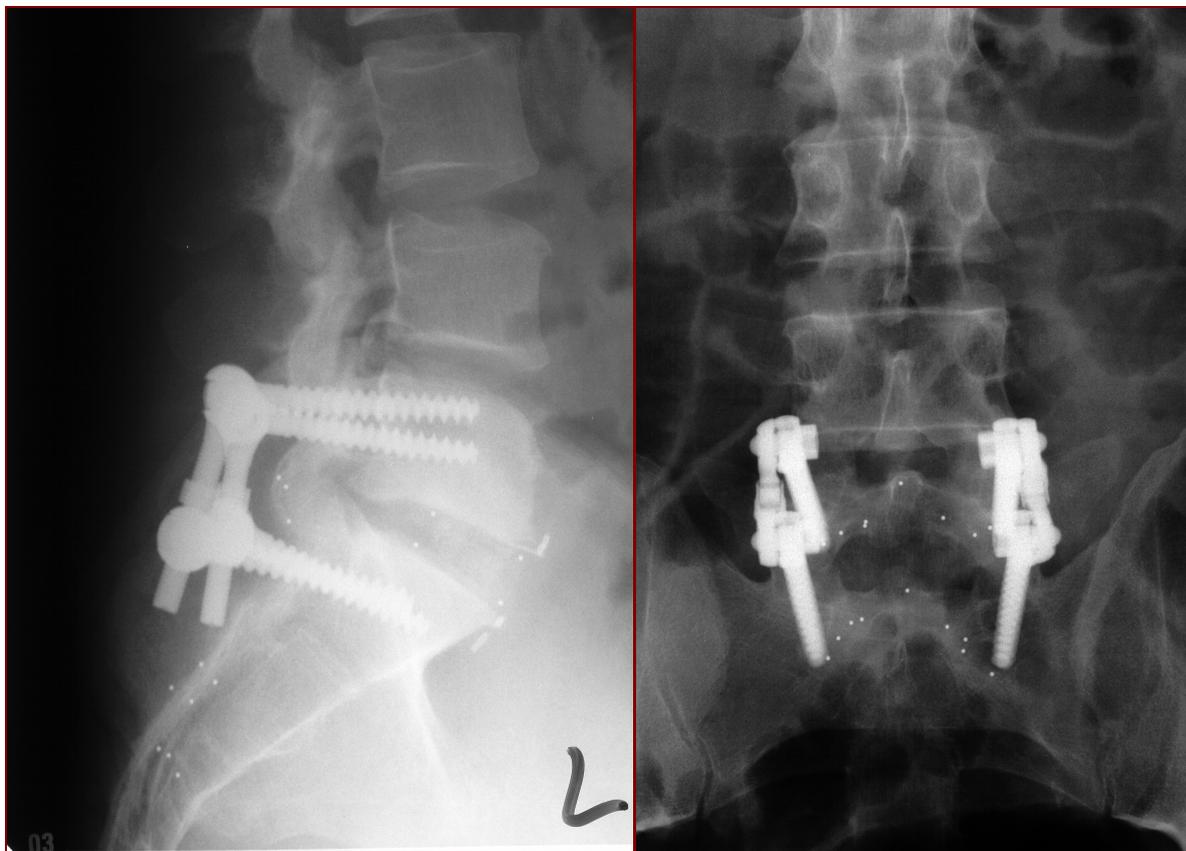


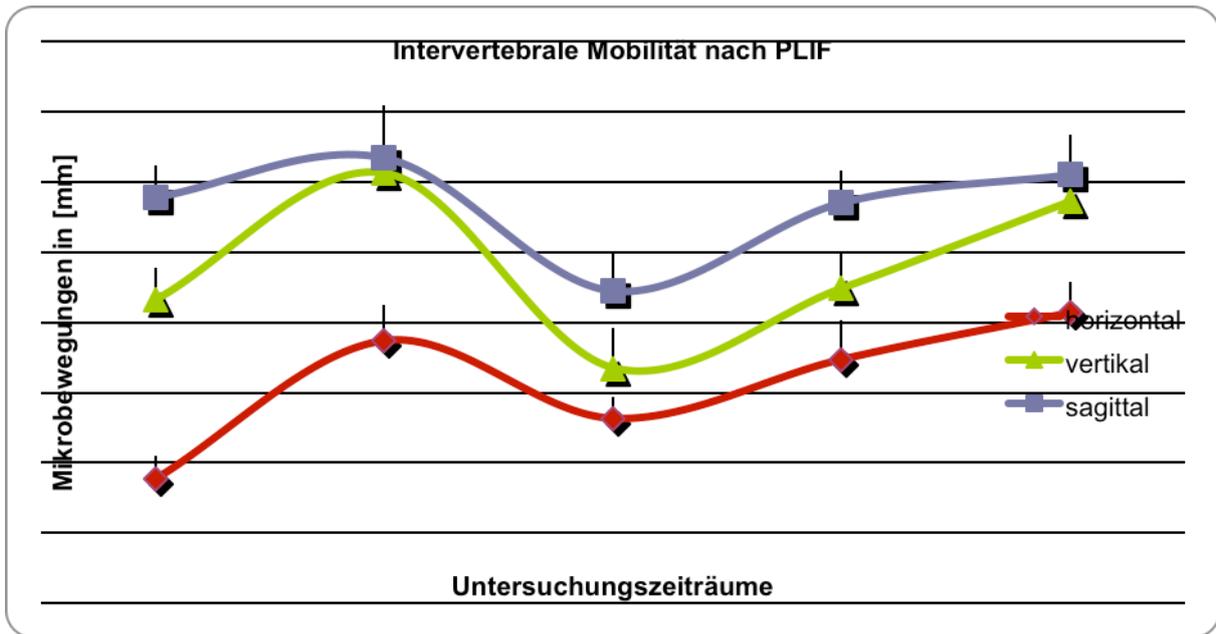
Abb. 13.: Postoperative Röntgen-Kontrolle nach ALIF-Versorgung in seitlichem (links) und a.p. (rechts) Strahlengang.

## 6.2 Stabilitätsbeurteilung nach dorsaler PLIF-Spondylodese

Nach PLIF-Spondylodese und spinaler Dekompression erfolgte eine postoperative Stabilitätsbeurteilung durch Anfertigung und Auswertung von RSA-Röntgenaufnahmen, ebenso in Neutralstellung und Inklination.

Es zeigte sich mit Hilfe des RSA-Verfahrens eine durchschnittliche Mobilität zwischen den versteiften Wirbelsegmenten 3 Wochen postoperativ von 0,09 mm in der Transversalachse, 0,2 mm in der Vertikal- und 0,29 mm in der Sagittalachse. Eine RSA-Röntgenkontrolle 6 Wochen nach PLIF-Spondylodese und Dekompression zeigte eine verbliebene Mikrobeweglichkeit von 0,19 mm in der Transversalachse, 0,31 mm in der Vertikalachse und 0,32 mm in der sagittalen Achse. 3 Monate postoperativ zeigten erneute RSA-Röntgenaufnahmen eine Reduktion der Mikrobeweglichkeit auf 0,13 mm in der a.p.-Achse, 0,17 mm in der Vertikalachse und 0,22 mm in der Sagittalachse.

Ebenso waren bei dieser Operationstechnik auch in den konventionellen Röntgenaufnahmen 6 Monate postoperativ trabekuläre Brückenbildungen als Zeichen einer knöchernen Überbauung sichtbar. Zu diesem Zeitpunkt betrug die Mikrobeweglichkeit auf 0,17 mm in der a.p.-Achse, 0,22 mm in der Vertikalachse und 0,29 mm in der Sagittalachse. Die letzte RSA-Röntgenkontrolle 12 Monate postoperativ zeigte eine verbliebene Restbeweglichkeit von 0,21 mm in der a.p.-Achse, 0,29 mm in der Vertikalachse und 0,31 mm in der Sagittalachse.



Diag. 2: Intervertebrale Mobilität der PLIF Segmente bei liegendem Fixateur

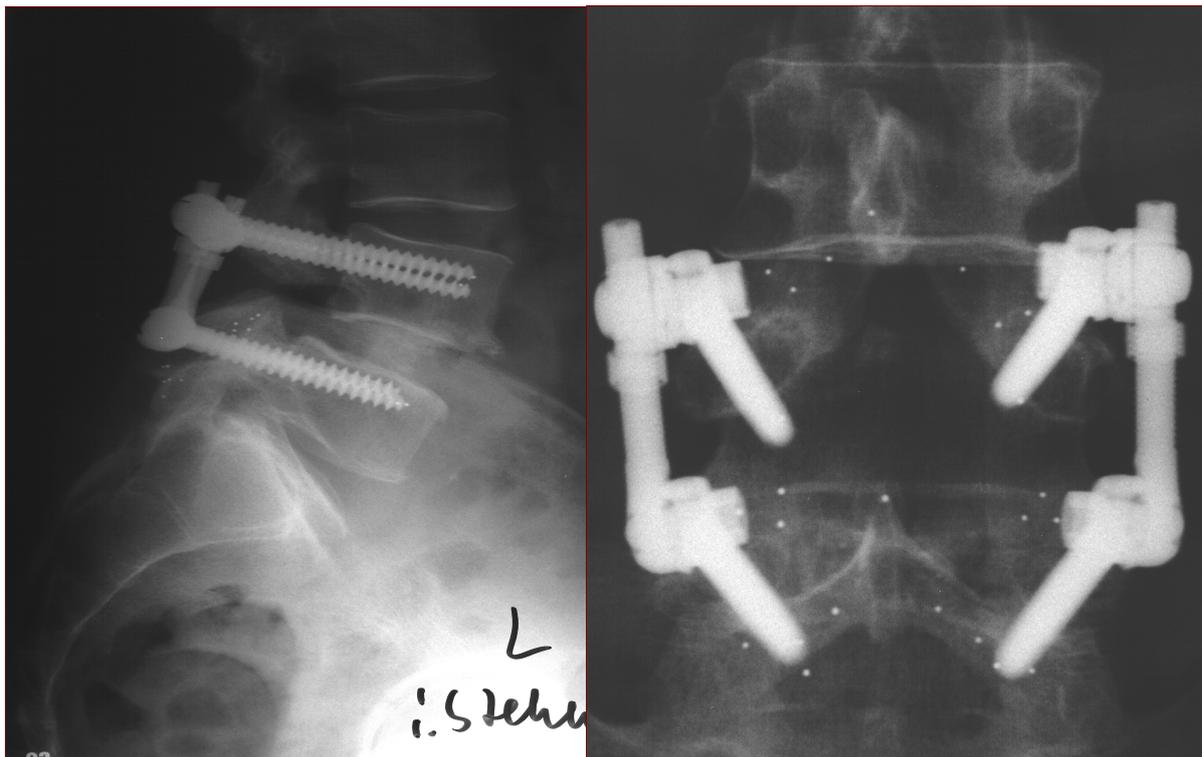


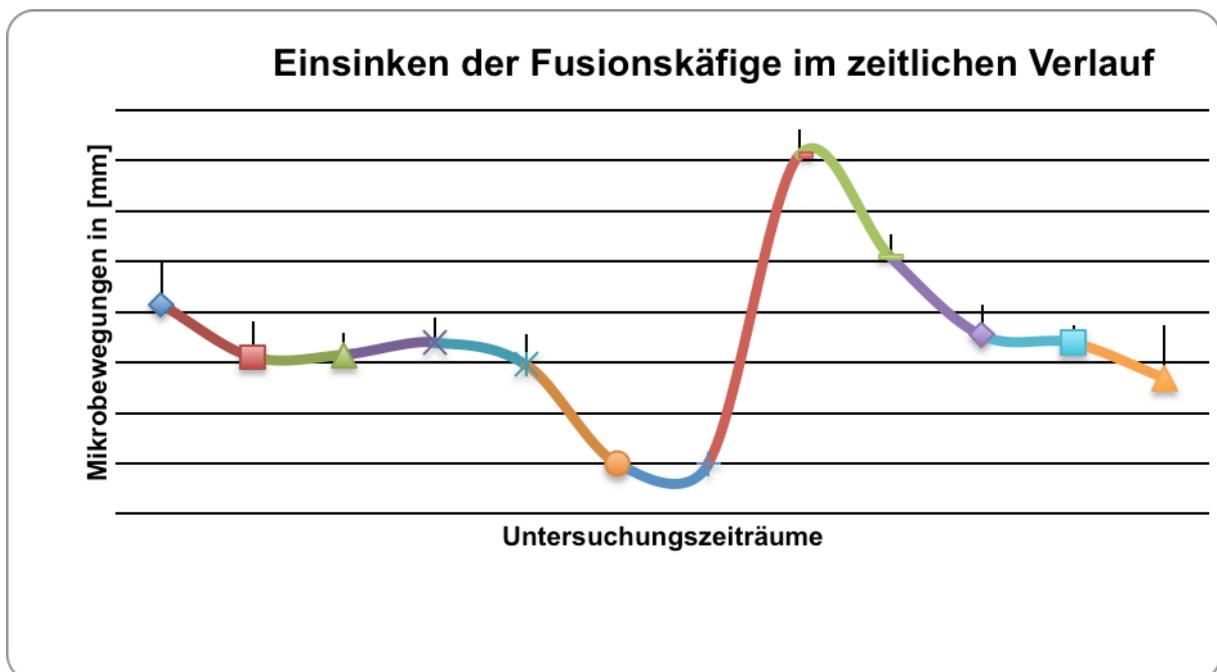
Abb. 14.: Postoperative Röntgen-Kontrolle nach PLIF-Versorgung in seitlichem (links) und a.p. (rechts) Strahlengang.

### 6.3 Einsinken der Käfige

Nach den durchgeführten ALIF und PLIF erfolgte auch eine Analyse des Einsinkverhaltens (Subsidence) der implantierten Käfige durch Analyse der angefertigten RSA-Röntgenaufnahmen.

Bei normalverteilten Werten konnte der parametrische t-Test angewendet werden. Werte von  $p < 0,05$  wurden dabei als signifikant angesehen.

Mit Hilfe des RSA-Verfahrens zeigte sich ein signifikanter Unterschied in der Kontrolle 3 Wochen und 6 Wochen nach Operation in denen die ALIF-Käfige im Vergleich zu den implantierten PLIF-Käfigen deutlich weniger einsanken. Nach 3 Monaten konnte in den weiteren Kontrolluntersuchungen bis zu 12 Monaten nach Operation kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen beobachtet werden.



Diag. 3: Einsinken der Fusionskäfige im zeitlichen Verlauf.

## 6.4 Komplikationen

Mögliche Komplikationen der durchgeführten Operationen, welche in der Literatur beschrieben wurden, beziehen sich im Wesentlichen auf die Art des Zugangs und die interne Fixation [28-30,110]. Beim retroperitonealen Zugang zur ventralen Stabilisierung besteht die Möglichkeit, dass auf Grund intraabdomineller Verwachsungen oder Blutungen [60] der Wechsel auf ein offenes Operationsverfahren nötig wird, wenn sich die Durchführung einer endoskopischen Käfigimplantation als unmöglich erweist. Aber auch bei der dorsalen internen Stabilisation können Komplikationen wie z.B. Fehlplatzierung von Pedikelschrauben, Implantatbruch oder Verbiegen von Pedikelschrauben sowie Pedikelfrakturen auftreten [67]. Die unvollständige Knochenheilung und Ausbildung einer Pseudarthrose wurde ebenso bereits beschrieben [31]. Bei den durchgeführten Operationen im Rahmen dieser Studie kam es in keinem der Fälle zu einer solchen Komplikation. Bei allen Patienten konnte die Operation erfolgreich durchgeführt werden, es kam in keinem Fall zu einer Fehlpositionierung der Käfige in der Transversal- oder Horizontalachse als auch zu keiner Schraubenfehlplatzierung. Als postoperative Wundheilungsstörung ist eine verzögerte Wundheilung mit Teilfadenentfernung erst 3 Wochen nach Operation anzuführen. Bei einem Patient fand sich postoperativ eine persistierende motorische Schwäche Kraftgrad 3/5 entsprechend der Nervenwurzel L5, verbunden mit einem Taubheitsgefühl betreffend die Nervenwurzeln L5 und S1.

## 7. Diskussion

Die Versteifung der Wirbelsäule (Spondylodese) ist ein gängiges Verfahren zur Stabilisierung pathologischer Segmentbeweglichkeit der Lendenwirbelsäule (LWS) mit Möglichkeit zur Dekompression des Spinalkanals bei spinaler Enge sowie zur Wiederherstellung der anatomischen sagittalen Ausrichtung bei bestehender Spondylolisthesis [1,4,11,12,25,48,56,98]. Verschiedene Spondylodesearten [16,63,70,82], welche sich hinsichtlich des Zugangsweges unterscheiden [39,60,75] und der verwendeten Operationstechnik, offen, endoskopisch oder eine Kombination beider Verfahren [4,33,90] wurden bereits beschrieben. Als Stabilisierung dienen sowohl verschiedene Fixateursysteme [4,27,65] oder eine von ventral implantierte Platte [35,93,94,106]. In den Zwischenwirbelraum können Fusionskäfige [13,18,20,23,47,76] und/oder unterschiedliche Knochentransplantate (autogen/allogen) implantiert werden [1,19,21,34,38,68,69].

Biomechanische und tierexperimentelle Studien konnten zeigen, dass eine zusätzliche Stabilisierung der ventralen Säule der Lendenwirbelsäule durch das Einbringen von Käfigen in den Zwischenwirbelraum [32] (dorsoventrale Spondylodese) eine biomechanisch günstige Situation erreicht, welche die Inzidenz eines Ermüdungsbruches des Fixateursystems verringert als auch die knöchernen Überbauung beschleunigen kann [24,49,58,60,77,78,83,88]. Die Schwierigkeit der initialen Beurteilung von Stabilität und Fortschritt der knöchernen Überbauung liegt in der klinisch und bildmorphologisch ungenauen Einschätzung, welche sich unabhängig von gewählter Operationsmethode und Implantat allen Spondylodesen gemein ist. Die genaueste Methode ist die direkte operative Exploration der Fusionsstrecke [104], welche jedoch auf Grund ihrer Invasivität und Kostenintensität kein Routineeingriff darstellt und einem beschwerdefreien Patienten auch nicht anzuraten ist.

Die Anfertigung von Standard-Röntgenaufnahmen stellt eine wenig invasive Methode dar, welche zumindest zur Erfassung größerer Instabilitäten oder intervertebraler Bewegungen in der zweidimensionalen Darstellung von Nutzen ist [10,47,64]. Der relative Nachteil des Nativröntgens liegt in der unzureichenden Genauigkeit, welche

mit Werten zwischen 1 und 5 mm als zu gering gilt, um reproduzierbare Messungen an Röntgenbildern durchzuführen. Eine weitere Fehlerquelle ist die Fehlinterpretation von Röntgenaufnahmen, welche in bis zu 31 % der Fälle beobachtet wurde [55]. Diese diagnostische Lücke kann mit Hilfe der Röntgenstereometrieanalyse (RSA) geschlossen werden, weshalb sie in der orthopädischen Forschung mehr und mehr zum Einsatz kommt [50-54,91]. Die Genauigkeit der Röntgenstereometrieanalyse liegt in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung zwischen 0,3 und 0,7 mm und ermöglicht die Quantifizierung von intervertebralen Bewegungen im dreidimensionalen Raum [44-46].

Im Bereich der Wirbelsäule wurde die Radiostereometrieanalyse in der Forschung und Diagnostik konservativ behandelter Wirbelsäulenerkrankungen [7] als auch bei posterolateraler Fusion beschrieben [35,44]. Insbesondere Daten über eine Sinterung oder auch das Einsinken (Subsidence) des Käfigs in vivo fehlen.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es daher, folgende Fragestellungen zu beantworten:

1. Ist die Röntgenstereometrieanalyse (RSA) geeignet, die Stabilität von fusionierten Wirbelkörpersegmenten zu quantifizieren, wenn eine dorsale Operationstechnik verwendet wird (Machbarkeitsstudie)?
2. Wird die Primärstabilität einer transpedikulären Fixation mittels Fixateur interne durch eine zusätzliche ventrale Implantation eines Fusionskäfigs oder die zusätzliche dorsale Implantation zweier Fusionskäfige erhöht?
3. Kann ein Einsinken der Fusionskäfige im Verlauf der knöchernen Integration nach Fusion beobachtet werden?

Das angewendete Studiendesign ermöglichte die Untersuchung und den Vergleich zweier Operationsverfahren, welche im Bereich der unteren LWS durchgeführt werden. Bei dorsoventralem Vorgehen erfolgt nach Implantation des Fixateur interne von dorsal in einem zeitlichen Abstand von 4 bis 10 Tagen eine Einbringung eines ventralen Käfigs und hiermit die anteriore Versteifung. Bei der rein von dorsal durchgeführten PLIF-Spondylodese erfolgt einzeitig das Einbringen von zwei bezüglich der Oberfläche im Vergleich zum ALIF-Käfig kleineren Käfigen in den Zwischenwirbelraum. Entsprechende RSA-Untersuchungen wurden bei beiden Gruppen im selben Abstand durchgeführt.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen eine hohe in vivo-Stabilität der spinalen Fusion 3 Monate nach Operation sowohl nach ALIF-, als auch nach PLIF-Spondylodese. Bei beiden Operationsmethoden konnte sowohl das Erreichen einer strukturellen Integrität, welche eine trabekuläre Durchbauung zwischen Wirbelkörper und Graft bedingt, als auch das Erreichen einer funktionellen Integrität mit Abwesenheit von Bewegung im fusionierten Segment auch bei Belastung erreicht werden. Die Abnahme der Mikrobewegungen zwischen beiden versteiften Segmenten im zeitlichen Verlauf lässt sich mit der beginnenden knöchernen Durchbauung erklären. Insbesondere das in der frühen Heilungsphase gebildete, noch röntgendurchlässige prämineralisierte Osteoid bietet bereits eine stabilisierende Funktion ohne radiologisch sichtbare Knochen trabekel, welche sich durch die abnehmende intervertebrale Beweglichkeit zeigt [46]. Die RSA ist somit geeignet, die Stabilität von Spondylodesen zu quantifizieren (Machbarkeitsstudie). Klinische und biomechanische Studien anderer Autoren zeigten ähnliche Ergebnisse: Johnsson konnte in eine RSA-Studie zeigen, dass eine posterolaterale Fusion ohne Instrumentierung zwar zu einer nachweisbaren Verminderung der Beweglichkeit im Segment führt, jedoch häufig noch signifikante Restbeweglichkeiten zu beobachten sind. Nach zusätzlicher transpedikulärer Instrumentierung der Wirbelsäule von dorsal gelingt eine Erhöhung der Primärstabilität [57], welche aber noch eine Restbeweglichkeit in sagittaler Ebene erlaubt [44-46].

In unserem Patientengut betrug die Restbeweglichkeit unterhalb der Messgenauigkeit nach durchgeführter dorsaler als auch dorsoventraler Spondylodese. Die Literatur zeigt, dass eine alleinige dorsale Stabilisierung auf

Grund des Schwingungsverhaltens des Metalls zu einem Ermüdungsbruch der Pedikelschrauben oder des Verbindungsstabes führen kann [40,73,99,113,114]. Auf der anderen Seite wurden nach alleiniger Stabilisierung der ventralen Säule der Wirbelsäule ohne zusätzliche dorsale Instrumentierung ein starkes Einsinken des implantierten Käfigs in die benachbarten Deck- und Bodenplatten beobachtet (= subsidence) [40,73,99,113,114]. An humanen und tierischen Präparaten konnten biomechanische Untersuchungen zeigen, dass eine zusätzliche Implantation von Zwischenwirbelkäfigen bei bestehender dorsaler Stabilisierung der LWS mittels Fixateur interne auch eine deutliche Verbesserung der Stabilität erreicht [61,66,108]. Eine Erhöhung der Fusionsrate konnte nach dorsoventralen Spondylodesen an Hunden und Schafen beobachtet werden und wurde mit der hohen Primärstabilität des Operationsergebnisses erklärt [112].

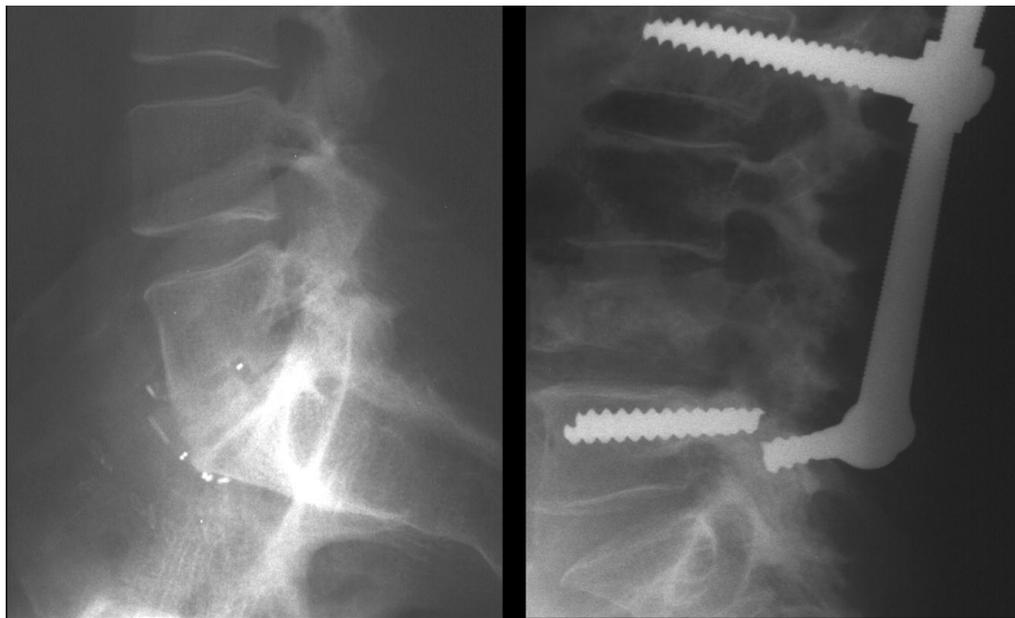


Abb.13a und b: Maximales Einsinken eines „stand alone“ Fusionskäfiges ohne dorsale Stabilisation durch einen Fixateur interne (a)

Schraubenbruch bei alleiniger dorsaler Instrumentation ohne Stabilisierung der ventralen Säule mit einem Fusionskäfig (b)

Bei unseren Patienten konnte in den versteiften Segmenten eine Mikrobeweglichkeit unterhalb der Genauigkeitsgrenze unseres RSA-Systems beobachtet werden. Die Genauigkeitsgrenze lag bei 0,3 mm, 0,5 mm und 0,7 mm für die X-, Y- und Z-Achse

(vgl. Kapitel Methodik). Die Zunahme der intervertebralen Bewegung war nicht signifikant. Keine Unterschiede konnten bei den angewendeten Operationsmethoden bezüglich der erreichten Stabilität beobachtet werden, nach 3 Monaten wurde mit beiden Techniken eine funktionelle Stabilität erreicht. Hingegen konnte man ein signifikant erhöhtes Einsintern der PLIF-Cages im Vergleich zu den ALIF-Cages in den Kontrolle 6 Wochen und 3 Monate nach Operation beobachten, welche möglicherweise mit dem 42 % kleineren Knochenimplantatinterface zu erklären sein könnte. Die um kleinere Auflagefläche könnte zu höheren Drücken auf die Wirbelkörper im Bereich von Deck- und Bodenplatte führen und damit eine vermehrte Sinterung erwirken.

## **8. Schlussfolgerungen:**

Die Röntgenstereometrieanalyse (RSA) erscheint geeignet, die Stabilität von verschiedenen Spondylodesearten zu quantifizieren. Die gemessenen Bewegungen zeigen das Erreichen einer stabilen Fusion bei beiden durchgeführten Techniken.

Die implantierten PLIF-Käfige zeigten im Vergleich zu den implantierten ALIF-Käfigen eine längere Nachsinterung.

Weitere klinische RSA-Studien sind notwendig, um das Einsinkverhalten der Fusionskäfige nach Fixateurentfernung zu untersuchen, welches sich möglicherweise durch die höheren Kompressionskräfte verstärken könnte.

## 9. Anhang

### 9.1 Tabellen

Tab. 1: Intervertebrale Mobilität der ALIF - fusionierten Segmente bei liegendem Fixateur interne im zeitlichen Verlauf über 12 Monate in mm

ALIF	n=10				
RSA-Untersuchung	3 Wo.	6 Wo.	3 Mo.	6 Mo.	12 Mo.
<b>horizontal</b>					
	0,1	0,2	0,1	0,11	0,11
	0,13	0,19	0,11	0,12	0,19
	0,12	0,14	0,092	0,13	0,18
	0,15	0,2	0,15	0,14	0,23
	0,1	0,14	0,1	0,18	0,21
	0,13	0,25	0,12	0,15	0,18
	0,11	0,14	0,11	0,11	0,21
	0,14	0,15	0,11	0,16	0,19
	0,12	0,23	0,11	0,15	0,24
	0,1	0,18	0,1	0,19	0,19
MW	0,12	0,18	0,11	0,14	0,19
STBW	0,02	0,04	0,02	0,03	0,04
<b>vertikal</b>					
	0,21	0,31	0,1	0,23	0,23
	0,31	0,39	0,13	0,16	0,21
	0,34	0,38	0,22	0,19	0,16
	0,29	0,39	0,15	0,21	0,17
	0,35	0,34	0,1	0,16	0,26
	0,33	0,3	0,16	0,19	0,18
	0,28	0,31	0,11	0,21	0,22
	0,24	0,24	0,11	0,21	0,24
	0,31	0,33	0,21	0,11	0,22
	0,24	0,31	0,1	0,11	0,19
MW	0,29	0,33	0,14	0,18	0,21
STBW	0,05	0,05	0,05	0,04	0,03
<b>sagittal</b>					
	0,23	0,37	0,17	0,24	0,26
	0,29	0,41	0,19	0,21	0,22

	0,27	0,38	0,22	0,25	0,26
	0,31	0,37	0,18	0,22	0,24
	0,27	0,35	0,12	0,24	0,27
	0,29	0,36	0,16	0,19	0,24
	0,26	0,41	0,14	0,23	0,21
	0,24	0,36	0,24	0,22	0,24
	0,25	0,38	0,21	0,18	0,25
	0,22	0,36	0,21	0,19	0,22
MW	0,26	0,38	0,18	0,22	0,24
STBW	0,03	0,02	0,04	0,02	0,02

Tab. 2: Intervertebrale Mobilität der PLIF - fusionierten Segmente bei liegendem Fixateur interne im zeitlichen Verlauf über 12 Monate in mm

PLIF	n=15				
RSA-Untersuchung	3 Wo.	6 Wo.	3 Mo.	6 Mo.	12 Mo.
<b>horizontal</b>					
	0,08	0,21	0,14	0,22	0,21
	0,09	0,19	0,11	0,18	0,18
	0,08	0,15	0,12	0,15	0,21
	0,07	0,22	0,14	0,21	0,23
	0,11	0,18	0,15	0,18	0,21
	0,07	0,22	0,13	0,19	0,19
	0,09	0,18	0,14	0,17	0,22
	0,11	0,15	0,12	0,13	0,18
	0,08	0,23	0,11	0,21	0,24
	0,09	0,18	0,12	0,18	0,19
	0,08	0,17	0,14	0,15	0,18
	0,12	0,21	0,13	0,19	0,18
	0,08	0,18	0,11	0,16	0,21
	0,07	0,16	0,15	0,14	0,23
	0,11	0,17	0,16	0,14	0,24
MW	0,09	0,19	0,13	0,17	0,21
STBW	0,02	0,03	0,02	0,03	0,02
<b>vertikal</b>					
	0,23	0,29	0,18	0,24	0,32
	0,21	0,32	0,13	0,23	0,31
	0,24	0,33	0,21	0,24	0,26
	0,18	0,32	0,15	0,19	0,29
	0,26	0,34	0,14	0,28	0,26

	0,24	0,32	0,16	0,24	0,25
	0,21	0,29	0,21	0,22	0,28
	0,19	0,34	0,13	0,21	0,31
	0,23	0,31	0,21	0,23	0,26
	0,21	0,28	0,18	0,24	0,32
	0,19	0,32	0,16	0,22	0,29
	0,19	0,32	0,14	0,21	0,31
	0,21	0,29	0,15	0,21	0,228
	0,22	0,33	0,19	0,21	0,31
	0,23	0,19	0,17	0,19	0,29
MW	0,22	0,31	0,17	0,22	0,29
STBW	0,02	0,04	0,03	0,02	0,03
<b>sagittal</b>					
	0,28	0,34	0,24	0,28	0,34
	0,31	0,31	0,23	0,29	0,28
	0,27	0,33	0,22	0,27	0,33
	0,32	0,29	0,17	0,33	0,31
	0,29	0,34	0,26	0,28	0,33
	0,29	0,34	0,22	0,27	0,29
	0,32	0,29	0,24	0,32	0,31
	0,28	0,38	0,24	0,29	0,32
	0,26	0,31	0,21	0,27	0,29
	0,25	0,32	0,21	0,24	0,29
	0,28	0,31	0,26	0,28	0,31
	0,31	0,29	0,24	0,32	0,29
	0,27	0,32	0,16	0,27	0,31
	0,29	0,28	0,23	0,26	0,31
	0,32	0,31	0,21	0,31	0,27
MW	0,29	0,32	0,22	0,29	0,31
STBW	0,02	0,03	0,03	0,03	0,02

Tab. 3: Einsinkverhalten von ALIF und PLIF Käfig bei liegendem Fixateur

ALIF		n=10				
RSA- Untersuchung		3 Wo.	6 Wo.	3 Mo.	6 Mo.	12 Mo.
<b>Einsinkverhalten</b>						
	1	0,63	0,85	0,37	0,23	0,25
	2	0,98	0,32	0,24	0,58	0,34
	3	0,45	0,54	0,98	0,34	0,69
	4	0,87	0,36	0,57	0,69	0,44
	5	0,324	0,78	0,75	0,87	0,11
	6	0,65	0,11	0,36	0,41	0,23
	7	0,59	0,32	0,24	0,32	0,32
	8	0,68	0,25	0,21	0,44	0,41
	9	0,587	0,47	0,37	0,36	0,52
	10	0,58	0,24	0,24	0,57	0,62
MW		0,63	0,42	0,43	0,48	0,39
STBW		0,19	0,24	0,26	0,20	0,18

PLIF		n=15				
RSA- Untersuchung		3 Wo.	6 Wo.	3 Mo.	6 Mo.	12 Mo.
<b>Einsinkverhalten</b>						
	1	0,89	0,98	0,23	0,12	0,37
	2	1,88	1,19	0,48	0,32	0,124
	3	1,95	0,93	0,98	0,46	0,85
	4	0,23	0,75	0,78	0,36	0,28
	5	1,22	0,89	0,45	0,79	0,34
	6	1,98	1,1	0,36	0,32	0,12
	7	1,63	0,234	0,12	0,12	0,29
	8	1,25	0,89	0,89	0,65	0,21
	9	0,236	1,23	0,12	0,36	0,71
	10	0,77	0,98	0,74	0,81	0,19
	11	0,47	0,69	0,132	0,54	0,23
	12	1,75	0,658	0,98	0,89	0,53
	13	1,98	0,12	0,78	0,68	0,24
	14	1,23	0,98	0,45	0,37	0,33
	15	0,85	0,75	0,22	0,43	0,36
MW		1,22	0,82	0,51	0,48	0,34
STBW		0,63	0,31	0,32	0,24	0,21

t-Test					
	3 Wo	6 Wo	3 Mo	6 Mo	12 Mo
p=	<b>0,009</b>	<b>0,002</b>	0,509	0,997	0,555

## 9.2 Diagramme:

Diag. 1: Intervertebrale Mobilität der ALIF Segmente bei liegendem Fixateur interne im zeitlichen Verlauf über 12 Monate in mm

Diag. 2: Intervertebrale Mobilität der PLIF Segmente bei liegendem Fixateur interne im zeitlichen Verlauf über 12 Monate in mm

Diag. 3: Einsinken der Fusionskäfige im zeitlichen Verlauf über 12 Monate in mm

### 9.3 Abbildungen:

- Abb. 1a+b: ALIF-Käfig (1a) und PLIF-Käfig (1b) aus Carbon. Eingearbeitet und nicht sichtbar sind röntgendichte kleine Kugeln aus Tantalum, welche als Marker dienen
- Abb. 2a+b: Markierung mit Tantal-Markern
- Abb. 3: Implantationswerkzeug für Tantal-Kugeln der Firma UmRSA Biomedical, Schweden
- Abb. 4: RSA-Kalibrierungskäfig für Wirbelsäulenaufnahme
- Abb. 5: Strahlengang und Positionierung der Röntgenröhren
- Abb. 6a+b: Positionierung des Patienten und der Röntgenröhren
- Abb. 7: Zuordnung der ID-Nummern und Erfassen der Bilderkoordinaten mit Hilfe der UmRSA Digital Measure Software. Benutzeroberfläche mit Detailvergrößerung (oben rechts) und Kontrolle der Markerzentrierung (unten rechts).
- Abb. 8: Mathematisches Modell der RSA-Software zur optimalen Ermittlung des Zentrums der Tantal-Kugeln
- Abb. 9: Formel zur Korrektur des Laborkoordinatensystems
- Abb. 10: Näherungsformel zur Berechnung des Röhrenbrennpunktes
- Abb. 11: Darstellung eines Polygons
- Abb. 12: RSA-Arbeitsplatz (Computer, Scanner)
- Abb. 13.: Postoperative Röntgen-Kontrolle nach ALIF-Versorgung in seitlichem (links) und a.p. (rechts) Strahlengang
- Abb. 14.: Postoperative Röntgen-Kontrolle nach PLIF-Versorgung in seitlichem (links) und a.p. (rechts) Strahlengang.
- Abb. 15a+b: Maximales Einsinken eines „stand alone“ Fusionskäfiges ohne dorsale Stabilisation durch einen Fixateur interne (a)  
Schraubenbruch bei alleiniger dorsaler Instrumentation ohne Stabilisierung der ventralen Säule mit einem Fusionskäfig (b)

## 9.4 Aufklärungsbogen und Einverständniserklärung

### **Orthopädische Universitätsklinik Homburg**

**Direktor: Prof. Dr. med. D. Kohn**

#### Radiostereometrie-Analyse (RSA) bei dorsoventralen Spondylodesen

#### Einverständniserklärung

Sehr geehrter Patient!

Bei Ihnen ist eine Radiostereometrie-Analyse (RSA) im Rahmen Ihrer Wirbelsäulenoperation geplant. Mit diesem Verfahren ist es möglich kleinste Bewegungen zwischen Knochen und den Fixateuranteilen zu erfassen. So kann der Zeitpunkt der knöchernen Einheilung und die Dauerfestigkeit der Versteifung im operierten Segment bestimmt werden. Schraubenlockerungen können sicher frühzeitig erkannt werden. Die wissenschaftliche Auswertung der Ergebnisse soll helfen die Qualität von Operationsverfahren und Implantaten zu verbessern.

Damit die RSA-Messungen durchgeführt werden können, ist es nötig den Knochen intraoperativ mit winzigen kleinen Kügelchen aus Tantal zu markieren. Tantal ist ein Edelmetall. Es ist äußerst korrosionsbeständig und verursacht keine Allergien. Die Kügelchen werden während der Operation in den Knochen über den üblichen Operationsweg eingebracht, so dass keine zusätzlichen Schnitte erforderlich sind. Die Kügelchen verwachsen mit dem Knochen und verbleiben dort lebenslang. Wesentliche Wanderungen der Kügelchen sind nicht bekannt. Geringe Bildstörungen bei späteren Computer- und Kernspintomografien im Operationsgebiet sind möglich. Sie sind jedoch wesentlich geringer als die durch das Schraubenmaterial verursachten Bildstörungen. Die Methode wird in Schweden seit 25 Jahren angewendet. Bei über 5000 Patienten ist es zu keinerlei Komplikationen gekommen.

**Nach der Operation werden in bestimmten Abständen mit einer speziellen Röntgentechnik Bilder angefertigt. Die Strahlenbelastung ist dabei etwas niedriger, als bei üblichen Röntgenaufnahmen. Anschließend werden die Röntgenbilder mit dem Computer ausgewertet.**

Ich erkläre und bestätige hiermit, dass ich in einem Gespräch über die Anwendung der Radiostereometrie-Analyse bei mir und die damit verbundenen Risiken aufgeklärt worden bin. Mir ist bewusst, dass hierbei kleine Metallkügelchen in den Knochen eingebracht werden. Mit den zur Auswertung nötigen Röntgenaufnahmen bin ich einverstanden. Alle von mir gestellten Fragen wurden für mich verständlich und ausreichend beantwortet.

Homburg, den .....

.....  
Unterschrift des Patienten bzw. Sorgeberechtigten

.....  
Unterschrift des aufklärenden Arztes

.....  
ggf. Unterschrift des Übersetzers

## 10. Literaturverzeichnis

- 1 Adam,F.F. (1904) Modified sacrospinalis muscle pedicle bone graft for fusion of isthmic spondylolisthesis. *Int Orthop* 25[5], 326-330
- 2 Alfaro-Adrian,J.; Gill,H.S.; Marks,B.E.; Murray,D.W. (1999) Mid-term migration of a cemented total hip replacement assessed by radiostereometric analysis. *Int Orthop* 23[3], 140-144
- 3 Alfaro-Adrian,J.; Gill,H.S.; Murray,D.W. (2001) Should total hip arthroplasty femoral components be designed to subside? A radiostereometric analysis study of the Charnley Elite and Exeter stems. *J Arthroplasty* 16[5], 598-606, 2001
- 4 Andrews,C.L. (2000) Evaluation of the postoperative spine: spinal instrumentation and fusion. *Semin Musculoskelet Radiol* 4[3], 259-279,
- 5 Aulisa,L.; Di Segni,F.; Tamburrelli,F.; Pitta,L.; De Santis,V. (2000) Surgical management of instability of the lumbar spine. *Rays* 25[1], 105-114
- 6 Axelsson,P.; Johnsson,R.; Stromqvist,B. (2000) Is there increased intervertebral mobility in isthmic adult spondylolisthesis? A matched comparative study using roentgen stereophotogrammetry. *Spine*25[13], 1701-1703
- 7 Axelsson,P.; Johnsson,R.; Stromqvist,B.; Andreasson,H. (2003) Temporary external pedicular fixation versus definitive bony fusion: a prospective comparative study on pain relief and function. *Eur Spine J* 12[1], 41-47
- 8 Bailey,S.I.; Bartolozzi,P.; Bertagnoli,R.; Boriani,S.; van Beurden,A.F.; Cross,A.T.; Friedl,H.P.; Gurr,K.R.; Halm,H.; Kruls,H.J.; Metz-Stavenhagen,P.; Schulze,K.J. (1996) The BWM spinal fixator system. A preliminary report of a 2-year prospective, international multicenter study in a range of indications requiring surgical intervention for bone grafting and pedicle screw fixation. *Spine* 21[17], 2006-2015
- 9 Baldursson,H. (1987) Subsidence of the femoral prosthesis: a stereophotogrammetric evaluation. *Clin Orthop Relat Res* [220], 312-Baldursson
- 10 Bernicker,J.P.; Kohl,H.W.; Sahni,I.; Esses,S.I. (1999) Long-term functional and radiographic follow-up of surgically treated isthmic spondylolisthesis. *Am J Orthop* 28[11], 631-636
- 11 Bjarke, Christensen,F.; Stender,Hansen,E.; Laursen,M.; Thomsen,K.; Bunger,C.E. (2002) Long-term functional outcome of pedicle screw instrumentation as a support for posterolateral spinal fusion: randomized clinical study with a 5-year follow-up. *Spine* 27[12], 1269-1277
- 12 Boachie-Adjei,O.; Do,T.; Rawlins,B.A. (2002) Partial lumbosacral kyphosis reduction, decompression, and posterior lumbosacral transfixation in high-grade isthmic spondylolisthesis: clinical and radiographic results in six patients. *Spine* 27[6], E161-E168
- 13 Bozkus,H.; Dickman,C.A. (2004) Transvertebral interbody cage and pedicle screw fixation for high-grade spondylolisthesis. Case report. *J Neurosurg* 100[1 Suppl], 62-65
- 14 Brantigan,J.W.; Steffee, A. (1993) carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion. Two-year clinical results in the first 26 patients. *Spine* 18[14], 2106-2107
- 15 Brodsky,A.E.; Kovalsky,E.S.; Khalil,M.A. (1991) Correlation of radiologic assessment of lumbar spine fusions with surgical exploration. *Spine* 16[6 Suppl], S261-S265,

- 16 Chell,J.; Quinnell, R.C. (2001) Transvertebral pedicle fixation in severe grade spondylolisthesis. Report of three cases. *J Neurosurg* 95[1 Suppl], 105-107
- 17 Chou,W.Y.; Hsu,C.J.; Chang,W.N.; Wong,C.Y. (2002) Adjacent segment degeneration after lumbar spinal posterolateral fusion with instrumentation in elderly patients. *Arch Orthop Trauma Surg* 122[1], 39-43
- 18 Christensen,F.B.; Hansen,E.S.; Eiskjaer,S.P.; Hoy,K.; Helmig,P.; Neumann,P. (2002) Circumferential lumbar spinal fusion with Brantigan cage versus posterolateral fusion with titanium Cotrel-Dubousset instrumentation: a prospective, randomized clinical study of 146 patients. *Spine* 27[23], 2674-2683
- 19 Csecsei,G.I.; Klekner,A.P.; Dobai,J.; Lajgut,A.; Sikula,J. (2000) Posterior interbody fusion using laminectomy bone and transpedicular screw fixation in the treatment of lumbar spondylolisthesis. *Surg Neurol* 53[1], 2-6
- 20 Cunningham,B.W., Polly,D.W.Jr. (2002) The use of interbody cage devices for spinal deformity: a biomechanical perspective. *Clin Orthop* [394], 73-83
- 21 Dai,L.Y.; Jia,L.S.; Yuan,W.; Ni,B.; Zhu,H.B. (2001) Direct repair of defect in lumbar spondylolysis and mild isthmic spondylolisthesis by bone grafting, with or without facet joint fusion. *Eur Spine J* 10[1], 78-83
- 22 Deyo,R.A.; Nachemson,A.; Mirza,S.K. (2004) Spinal-fusion surgery - the case for restraint. *N Engl J Med* 350[7], 722-726
- 23 Diedrich,O.; Kraft,C.N.; Bertram,R.; Wagner,U.; Schmitt,O. (2000) [Dorsal lumbar interbody implantation of cages for stabilizing segmental spinal instabilities]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 138[2], 162-168
- 24 Enker,P., Steffee,A.D. (1994) Interbody fusion and instrumentation. *Clin Orthop* [300], 90-101
- 25 Esses,S.I.; Doherty,B.J.; Crawford,M.J.; Dreyzin,V. (1996) Kinematic evaluation of lumbar fusion techniques. *Spine* 21[6], 676-684
- 26 Fairbank,J.C.; Couper,J.; Davies,J.B.; O'Brien,J.P. (1980) The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy* 66[8], 271-273
- 27 Fischgrund,J.S. (2004) The argument for instrumented decompressive posterolateral fusion for patients with degenerative spondylolisthesis and spinal stenosis. *Spine* 29[2], 173-174
- 28 Fritzell,P.; Hagg,O.; Wessberg,P.; Nordwall,A. (2001) Volvo Award Winner in Clinical Studies: Lumbar fusion versus nonsurgical treatment for chronic low back pain: a multicenter randomized controlled trial from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine* 26[23], 2521-253
- 29 Fritzell, P.; Hagg,O.; Wessberg,P.; Nordwall,A. (2002) Chronic low back pain and fusion: a comparison of three surgical techniques: a prospective multicenter randomized study from the Swedish lumbar spine study group. *Spine* 27[11], 1131-1141
- 30 Fritzell,P.; Hagg,O.; Nordwall,A. (2003) Complications in lumbar fusion surgery for chronic low back pain: comparison of three surgical techniques used in a prospective randomized study. A report from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Eur Spine J* 12[2], 178-189
- 31 Gertzbein,S.D. (2002) Pseudarthrosis of the lumbar spine. Outcome after circumferential fusion. *Spine* 23[21], 2352-2356
- 32 Goh,J.C.; Wong,H.K.; Thambyah,A.; Yu,C.S. (2000) Influence of PLIF cage size on lumbar spine stability. *Spine* 25[1], 35-39

- 33 Goldner,J.L.; Urbaniak,J.R.; McCollum,D.E. (1971) Anterior disc excision and interbody spinal fusion for chronic low back pain. *Orthop Clin North Am* 2[2], 543-568
- 34 Grzegorzewski,A.; Kumar,S.J. (2000) In situ posterolateral spine arthrodesis for grades III, IV, and V spondylolisthesis in children and adolescents. *J Pediatr Orthop* 20[4], 506-511
- 35 Gunnarsson,G.; Axelsson,P.; Johnsson,R.; Stromqvist,B. (2000) A method to evaluate the in vivo behaviour of lumbar spine implants. *Eur Spine J* 9[3], 230-234
- 36 Haas,M.; Nyiendo,J. (1992) Diagnostic utility of the McGill Pain Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire for classification of low back pain syndromes. *J Manipulative Physiol Ther* 15[2], 90-98
- 37 Hagg,O.; Fritzell,P.; Romberg,K.; Nordwall,A. (2001) The General Function Score: a useful tool for measurement of physical disability. Validity and reliability. *Eur Spine J* 10[3], 203-210
- 38 Hanson,D.S.; Bridwell,K.H.; Rhee,J.M.; Lenke,L.G. (2002) Dowel fibular strut grafts for high-grade dysplastic isthmic spondylolisthesis. *Spine* 27[18], 1982-1988
- 39 Harris,I.E.; Weinstein,S.L. (1987) Long-term follow-up of patients with grade-III and IV spondylolisthesis. Treatment with and without posterior fusion. *J Bone Joint Surg Am* 69[7], 960-969
- 40 Hashimoto,T.; Shigenobu,K.; Kanayama,M.; Harada,M.; Oha,F.; Ohkoshi,Y.; Tada,H. (2002) Clinical results of single-level posterior lumbar interbody fusion using the Brantigan I/F carbon cage filled with a mixture of local morselized bone and bioactive ceramic granules. *Spine* 27[3], 258-262
- 41 Hasler,C.; Dick,W. (2002) [Spondylolysis and spondylolisthesis during growth]. *Orthopade* 31[1], 78-87
- 42 Hilibrand,A.S.; Dina,T.S. (1998) The use of diagnostic imaging to assess spinal arthrodesis. *Orthop Clin North Am* 29[4], 591-601
- 43 Ilchmann,T.; Franzen,H.; Mjoberg,B.; Wingstrand,H. (1992) Measurement accuracy in acetabular cup migration. A comparison of four radiologic methods versus roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Arthroplasty* 7[2], 121-127
- 44 Johnsson,R.; Selvik,G.; Stromqvist,B.; Sunden,G. (1990) Mobility of the lower lumbar spine after posterolateral fusion determined by roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine* 15[5], 347-350
- 45 Johnsson,R.; Stromqvist,B.; Axelsson,P.; Selvik,G. (1992) Influence of spinal immobilization on consolidation of posterolateral lumbosacral fusion. A roentgen stereophotogrammetric and radiographic analysis. *Spine* 17[1], 16-21
- 46 Johnsson, R.; Axelsson,P.; Gunnarsson,G.; Stromqvist,B. (1999) Stability of lumbar fusion with transpedicular fixation determined by roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine* 24[7], 687-690
- 47 Kai, Y.; Oyama,M.; Morooka,M. (2004) Posterior lumbar interbody fusion using local facet joint autograft and pedicle screw fixation. *Spine* 29[1], 41-46
- 48 Kanayama,M.; Cunningham,B.W.; Weis,J.C.; Parker,L.M.; Kaneda,K.; McAfee,P.C. (1998) The effects of rigid spinal instrumentation and solid bony fusion on spinal kinematics. A posterolateral spinal arthrodesis model. *Spine* 23[7], 767-773
- 49 Kanayama,M.; Cunningham,B.W.; Seftor,J.C.; Goldstein,J.A.; Stewart,G.; Kaneda,K. (1999) Does spinal instrumentation influence the healing process of posterolateral spinal fusion? An in vivo animal model. *Spine* 24[11], 1058-1065

- 50 Karrholm,J.; Hansson,L.I.; Selvik,G. (1985) Mobility of the lateral malleolus. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Orthop Scand* 56[6], 479-483
- 51 Karrholm,J. (1989) Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications. *Acta Orthop Scand* 60[4], 491-503
- 52 Karrholm,J.; Snorrason,F. (1992) Migration of porous coated acetabular prostheses fixed with screws: roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Orthop Res* 10[6], 826-835
- 53 Karrholm,J.; Borssen,B.; Lowenhielm,G.; Snorrason,F. (1994) Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 76[6], 912-917
- 54 Karrholm,J.; Jonsson,H.; Nilsson,K.G.; Soderqvist,I. (1994) Kinematics of successful knee prostheses during weight-bearing: three-dimensional movements and positions of screw axes in the Tricon-M and Miller-Galante designs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2[1], 50-59
- 55 Kawakami,M.; Tamaki,T.; Ando,M.; Yamada,H.; Hashizume,H.; Yoshida,M. (2002) Lumbar sagittal balance influences the clinical outcome after decompression and posterolateral spinal fusion for degenerative lumbar spondylolisthesis. *Spine* 27[1], 59-64
- 56 Kimura,I.; Shingu,H.; Murata,M.; Hashiguchi,H. (2001) Lumbar posterolateral fusion alone or with trans-pedicular instrumentation in L4--L5 degenerative spondylolisthesis. *J Spinal Disord* 14[4], 301-310
- 57 Korsgaard,M.; Christensen,F.B.; Thomsen,K.; Hansen,E.S.; Bunger,C. (2002) The influence of lumbar lordosis on spinal fusion and functional outcome after posterolateral spinal fusion with and without pedicle screw instrumentation. *J Spinal Disord Tech* 15[3], 187-192
- 58 La Rosa,G.; Conti,A.; Cacciola,F.; Cardali,S.; La Torre,D.; Gambadauro,N.M.; Tomasello,F. (2003) Pedicle screw fixation for isthmic spondylolisthesis: does posterior lumbar interbody fusion improve outcome over posterolateral fusion? *J Neurosurg* 99[2 Suppl], 143-150
- 59 Lang,P.; Chafetz,N.; Genant,H.K.; Morris,J.M. (1990) Lumbar spinal fusion. Assessment of functional stability with magnetic resonance imaging. *Spine* 15[6], 581-588
- 60 Laursen,M.; Thomsen,K.; Eiskjaer,S.P.; Hansen,E.S.; Bunger,C.E. (1999) Functional outcome after partial reduction and 360 degree fusion in grade III-V spondylolisthesis in adolescent and adult patients. *J Spinal* 12[4], 300-306
- 61 Le Huec,J.C.; Liu M.; Skalli W.; Josse L. (2002) Lumbar lateral interbody cage with plate augmentation: in vitro biomechanical analysis
- 62 Leone,A.; Cerase,A.; Lauro,L.; Cianfoni,A.; Aulisa,L. (2000) Postoperative lumbar spine. *Rays* 25[1], 125-136
- 63 Lisai,P.; Rinonapoli,G.; Doria,C.; Manunta,A.; Crissantu,L.; De Santis,E. (1998) The surgical treatment of spondylolisthesis with transpedicular stabilization: a review of 25 cases. *Chir Organi Mov* 83[4], 369-374
- 64 Lowe,A.; Hopf,C.; Eysel,P. (1996) [Significance of exact lateral roentgen documentation in Meyerding's grading of spondylolistheses]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 134[3], 210-213
- 65 Lowe,T.G.; Tahernia,A.D. (2002) Unilateral transforaminal posterior lumbar interbody fusion. *Clin Orthop* [394], 64-72

- 66 Lund,T.; Oxland,T.R.; Jost,B.; Cripton,P.; Grassmann,S.; Etter,C.; Nolte,L.P. (1998) Interbody cage stabilisation in the lumbar spine: biomechanical evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. *J Bone Joint Surg Br* 80[2], 351-359
- 67 Macdessi,S.J.; Leong,A.K.; Bentivoglio,J.E. (2001) Pedicle fracture after instrumented posterolateral lumbar fusion: a case report. *Spine* 26[5], 580-582
- 68 Madan,S.; Boeree,N.R. (2002) Outcome of posterior lumbar interbody fusion versus posterolateral fusion for spondylolytic spondylolisthesis. *Spine* 27[14], 1536-1542
- 69 Majd,M.E.; Holt,R.T. (2000) Anterior fibular strut grafting for the treatment of pseudoarthrosis in spondylolisthesis. *Am J Orthop* 29[2], 99-105
- 70 Margulies,J.Y.; Seimon,L.P. (2000) Clinical efficacy of lumbar and lumbosacral fusion using the Boucher facet screw fixation technique. *Bull.Hosp.Jt.Dis.* 59[1], 33-39
- 71 Matsunaga,S.; Ijiri,K.; Hayashi,K. (2000) Nonsurgically managed patients with degenerative spondylolisthesis: a 10- to 18-year follow-up study. *J Neurosurg* 93[2 Suppl], 194-198
- 72 Metz-Stavenhagen,P.; Sambale,R.; Volpel,H.J.; von Stavenhagen,N.(1997) [Treatment of spondylolisthesis. Operation in situ or repositioning spondylodesis]. *Orthopade* 26[9], 796-803
- 73 Miyakoshi,N.; Abe,E.; Shimada,Y.; Okuyama,K.; Suzuki,T.; Sato,K. (2000) Outcome of one-level posterior lumbar interbody fusion for spondylolisthesis and postoperative intervertebral disc degeneration adjacent to the fusion. *Spine* 25[14], 1837-1842
- 74 Mjoberg,B.; Selvik,G.; Hansson,L.I.; Rosenqvist,R.; Onnerfalt,R. (1986) Mechanical loosening of total hip prostheses. A radiographic and roentgen stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg Br* 68[5], 770-774
- 75 Molinari,R.W.; Bridwell,K.H.; Lenke,L.G.; Baldus,C. (2002) Anterior column support in surgery for high-grade, isthmic spondylolisthesis. *Clin Orthop* [394], 109-120
- 76 Molinari,R.W.; Sloboda,J.; Johnstone,F.L. (2003) Are 2 cages needed with instrumented PLIF? A comparison of 1 versus 2 interbody cages in a military population. *Am J Orthop* 32[7], 337-343
- 77 Murakami,H.; Horton,W.C.; Kawahara,N.; Tomita,K.; Hutton,W.C. (1904) Anterior lumbar interbody fusion using two standard cylindrical threaded cages, a single mega-cage, or dual nested cages: a biomechanical comparison. *J Orthop Sci* 6[4], 343-348
- 78 Muschik,M.; Zippel,H.; Perka,C. (1997) Surgical management of severe spondylolisthesis in children and adolescents. Anterior fusion in situ versus anterior spondylodesis with posterior transpedicular instrumentation and reduction. *Spine* 22[17], 2036-2042
- 79 Nistor,L.; Blaha,J.D.; Kjellstrom,U.; Selvik,G. (1991) In vivo measurements of relative motion between an uncemented femoral total hip component and the femur by roentgen stereophotogrammetric analysis. *Clin Orthop Relat Res* [269], 220-227
- 80 Nivbrant,B.; Karrholm,J.; Onsten,A.; Carlsson A.; Snorrason,F. (1996) Migration of porous press-fit cups in hip revision arthroplasty. A radiostereometric 2-year follow-up of 60 hips, 1996
- 81 Nivbrant B.; Karrholm,J.; Soderlund,P. (1999) Increased migration of the SHP prosthesis: radiostereometric comparison with the Lubinus SP2 design in 40 cases.
- 82 Nooraie,H.; Ensafdar,A.; Arasteh,M.M. (1999) Surgical management of low-grade lytic spondylolisthesis with C-D instrumentation in adult patients. *Arch Orthop Trauma Surg* 119[5-6], 337-339

- 83 Nydegger,T.; Oxland,T.R.; Hoffer,Z.; Cottle,W.; Nolte,L.P. (2001) Does anterolateral cage insertion enhance immediate stabilization of the functional spinal unit? A biomechanical investigation. *Spine* 26[22], 2491-2497
- 84 Onsten,I.; Carlsson,A.S.; Sanzen,L.; Besjakov,J. (1994) Migration and wear of a hydroxyapatite-coated hip prosthesis. A controlled roentgen stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg Br* 78[1], 85-91
- 85 Onsten,I.; Carlsson,A.S.; Ohlin,A.; Nilsson,J.A. (1996) Migration of acetabular components, inserted with and without cement, in one-stage bilateral hip arthroplasty. A controlled, randomized study using roentgenstereophotogrammetric analysis. *J Bone Joint Surg Am* 76[2], 185-194
- 86 Ornstein,E.; Franzen,H.; Johnsson,R.; Sundberg,M. (2000) Radiostereometric analysis in hip revision surgery--optimal time for index examination: 6 patients revised with impacted allografts and cement followed weekly for 6 weeks. *Acta Orthop Scand* 71[4], 360-364
- 87 Pape,D.; Adam,F.; Fritsch,E.; Muller,K.; Kohn,D. (2000) Primary lumbosacral stability after open posterior and endoscopic anterior fusion with interbody implants: a roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine* 25[19], 2514-2518
- 88 Pape,D.; Fritsch,E.; Kelm,J.; Muller,K.; Georg,T.; Kohn,D.; Adam,F. (2002) Lumbosacral stability of consolidated anteroposterior fusion after instrumentation removal determined by roentgen stereophotogrammetric analysis and direct surgical exploration. *Spine* 27[3], 269-274
- 89 Petersilge,C.A. (2000) Evaluation of the postoperative spine: reducing hardware artifacts during magnetic resonance imaging. *Semin Musculoskelet Radiol* 4[3], 293-297
- 90 Pradhan,B.B.; Nassar,J.A.; Delamarter,R.B.; Wang,J.C. (2002) Single-level lumbar spine fusion: a comparison of anterior and posterior approaches. *J Spinal Disord Tech* 15[5], 355-361
- 91 Ragnarsson,J.I.; Eliasson,P.; Karrholm,J.; Lundstrom,B. (1991) The accuracy of measurements of femoral neck fractures. Conventional radiography versus roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Orthop Scand* 63[2], 152-156
- 92 Rapoff,A.J.; Ghanayem,A.J.; Zdeblick,T.A. (1997) Biomechanical comparison of posterior lumbar interbody fusion cages. *Spine* 22[20], 2375-2379
- 93 Rehtine,G.R.; Sutterlin,C.E.; Wood,G.W.; Boyd,R.J.; Mansfield,F.L. (1996) The efficacy of pedicle screw/plate fixation on lumbar/lumbosacral autogenous bone graft fusion in adult patients with degenerative spondylolisthesis. *J Spinal Disord* 9[5], 382-391
- 94 Roy-Camille,R.; Benazet,J.P.; Desauge,J.P.; Kuntz,F. (1993) Lumbosacral fusion with pedicular screw plating instrumentation. A 10-year follow-up. *Acta Orthop Scand Suppl* 251, 100-104
- 95 Ryd,L.; Lindstrand,A.; Rosenquist,R.; Selvik,G. (1987) Micromotion of conventionally cemented all-polyethylene tibial components in total knee replacements. A roentgen stereophotogrammetric analysis of migration and inducible displacement. *Arch Orthop Trauma Surg* 106[2], 82-88
- 96 Ryd,L. (1992) Roentgen stereophotogrammetric analysis of prosthetic fixation in the hip and knee joint. *Clin Orthop Relat Res* [276], 56-65
- 97 Ryd,L.; Yuan X.; Lofgren H. (2000) Methods for determining the accuracy of radiostereometric analysis (RSA). *Acta Orthop Scand* 14], 403-408
- 98 Schwab,F.J.; Nazarian,D.G.; Mahmud,F.; Michelsen,C.B. (1995) Effects of spinal instrumentation on fusion of the lumbosacral spine. *Spine* 20[18], 2023-2028

- 99 Seitsalo,S.; Schlenzka,D.; Poussa,M.; Osterman,K. (1997) Disc degeneration in young patients with isthmic spondylolisthesis treated operatively or conservatively: a long-term follow-up. *Eur Spine J* 6[6], 393-397
- 100 Selvik,G.; Alberius,P.; Aronson,A.S. (1983) A roentgen stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 24[4], 343-352
- 101 Selvik,G. (1989) Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl* 232:1-51, 1-51
- 102 Soballe,K.; Toksvig-Larsen,S.; Gelineck,J.; Fruensgaard,S.; Hansen,E.S.; Ryd,L.; Lucht,U.; Bunger,C. (1993) Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses. A Roentgen Stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg Br* 75[5], 681-687
- 103 Spruit,M.; Pavlov,P.W.; Leitao,J.; De Kleuver,M.; Anderson,P.G.; Den Boer,F. (2002) Posterior reduction and anterior lumbar interbody fusion in symptomatic low-grade adult isthmic spondylolisthesis: short-term radiological and functional outcome. *Eur Spine J* 11[5], 428-433
- 104 Steib,J.P.; Bogorin,I.; Brax,M.; Lang,G. (2000) [Results of lumbar and lumbosacral fusion: clinical and radiological correlations in 113 cases reviewed at 3.8 years]. *Rev.Chir.Orthop.Reparatrice.Appar.Mot.* 86[2], 127-135
- 105 Stone,A.T.; Tribus,C.B. (2002) Acute progression of spondylolysis to isthmic spondylolisthesis in an adult. *Spine* 27[16], 370-372
- 106 Suk,K.S.; Lee,H.M.; Kim,N.H.; Ha,J.W. (2000) Unilateral versus bilateral pedicle screw fixation in lumbar spinal fusion. *Spine* 25[14], 1843-1847
- 107 Tay,B.B.; Berven,S. (2002) Indications, techniques, and complications of lumbar interbody fusion. *Semin Neurol* 22[2], 221-230
- 108 Tsantrizos,A. Baramki,H.G.; Zeidman,S.; Steffen,T. (2000) Segmental stability and compressive strength of posterior lumbar interbody fusion implants. *Spine* 25[15], 1899-1907
- 109 van Dijk, R. et al (1979) Roentgen stereophotogrammetric methods for the evaluation of the three dimensional kinematic behaviour and cruciate ligament length patterns of the human knee joint. *J Biomech* 12[9], 727-731
- 110 Whitecloud, T. S. et al (1998) Degenerative conditions of the lumbar spine treated with intervertebral titanium cages and posterior instrumentation for circumferential fusion. *J Spinal Disord* 11[6], 479-486
- 111 Wykman, A. et al (1988) Subsidence of the femoral component in the noncemented total hip. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Orthop Scand* 59[6], 635-637
- 112 Zdeblick, T. A. (1998) Laparoscopic spinal fusion. *Orthop Clin North Am* 29[4], 635-645
- 113 Zhao, J. et al (2000) Posterior lumbar interbody fusion using posterolateral placement of a single cylindrical threaded cage. *Spine* 25[4], 425-430
- 114 Zucherman, J. F. et al (1995) Instrumented laparoscopic spinal fusion. Preliminary Results. *Spine* 20[18], 2029-2034

## 11. Publikationen

Geplant:

Bachelier F., Pape D., Fritsch E.,

Primary lumbosacral stability and cage subsidence after anterior or posterior interbody fusion with different implants: a roentgen stereophotogrammetric analysis

## 12. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Ekkehard Fritsch für die Bereitstellung dieses interessanten Themas, die Betreuung bei der Fertigstellung der Promotionsarbeit und somit für die Unterstützung meiner beruflichen Laufbahn.

Insbesondere möchte ich mich jedoch auch bei meinem Betreuer Herrn Privatdozent Dietrich Pape bedanken, welcher mich nicht nur mit den Operationsabläufen, den Untersuchungsmethoden und dem RSA-Verfahren vertraut machte, sondern vor allem in mühevoller, oft stundenlanger Arbeit an der Fertigstellung und Korrektur der Arbeit mitwirkte.

Für die Beratung bei der statistischen Auswertung und die Überprüfung der ermittelten Daten bedanke ich mich bei Herrn Doktor Thomas Georg aus dem Institut für medizinische Biometrie.

Darüber hinaus bedanke ich mich bei meiner Familie für die geduldige Rücksichtnahme und das zeitweise Zurückstehen, jedoch auch für die Einsatzbereitschaft beim Korrekturlesen von Teilen der Dissertationsarbeit.