

Chirurgische Klinik und Poliklinik  
Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie  
der Medizinischen Fakultät der Universität Rostock  
Direktor: Prof. Dr. med. habil. Thomas Mittlmeier



INAUGURALDISSERTATION

**Intraoperative Kontrolle der  
Pedikelschraubenposition mittels 3D-Bildwandler  
bei der Versorgung thorakolumbalen Frakturen mit  
Fixateur interne**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)  
der Medizinischen Fakultät der Universität Rostock  
vorgelegt von

Katharina Moritz

geb. am 25.10.1982 in Rostock

urn:nbn:de:gbv:28-diss2010-0028-2

Dekan: Prof. Dr. med. habil. Emil Christian Reisinger

**Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:**

Beck M, Moritz K, Gierer P, Gradl G, Harms C, Mittlmeier T. Intraoperative Kontrolle der Pedikelschraubenposition mittels 3-D-Bildwandler. Eine prospektive Studie bei der Versorgung thorakolumbalen Frakturen. Z Orthop Unfall 2009; 147: 37-42

# Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	-6-
2.	Die Wirbelsäule	
2.1.	Allgemeines	-8-
2.2.	Die Brustwirbelsäule	-9-
2.3.	Die Lendenwirbelsäule	-10-
3.	Pathologische Veränderungen	
3.1.	Traumatische Frakturen	-11-
3.2.	Osteoporotische Frakturen	-11-
3.3.	Frakturen durch Tumoren	-13-
4.	Klassifikation traumatischer Frakturen	-14-
5.	Behandlung von Wirbelkörperfrakturen	
5.1.	Differentialindikationen	-16-
5.2.	Konservative Therapie	-17-
5.3.	Operative Therapie	-18-
5.4.	Chirurgisches Vorgehen	-19-
6.	Problemstellung	-22-
7.	Ziel	-25-
8.	Material und Methodik	
8.1.	Überblick	-26-
8.2.	Ziehm Vario 3D-Bildwandler	-27-
8.3.	Computertomographie	-28-
8.4.	Messparameter	-29-
8.5.	Klassifikation der Pedikelschraubenposition	-29-
8.6.	Klassifikation der Abbildungsqualität	-31-
8.7.	Klassifikation des Body Mass Index	-32-
8.8.	Klassifikation des Wirbelsäulenabschnitts	-32-
8.9.	Statistische Auswertung	-33-

9.	Ergebnisse	
9.1.	CT-Daten	-34-
9.2.	3D-Bildwandler	-36-
9.2.1.	Pedikelschraubenposition	-36-
9.2.2.	Pedikelwandperforation	-37-
9.2.3.	Perforation der Korpuskortikalis	-38-
9.2.4.	Abbildungsqualität des 3D-Scans	-39-
9.2.5.	Korrelation v. Abbildungsqualität und Frakturhöhe	-41-
9.2.6.	Korrelation v. Abbildungsqualität und Pedikelbreite	-41-
9.2.7.	Korrelation v. Abbildungsqualität und BMI	-42-
9.2.8.	Strahlendosis des 3D-Scans	-43-
10.	Diskussion	-44-
11.	Schlussfolgerungen	-50-
12.	Quellenverzeichnis	
12.1	Literatur	-51-
12.2.	Abbildungen	-60-
12.3.	Tabellen	-62-
13.	Nomenklatur	-63-
14.	Anhang	-64-

# 1. Einleitung

„Inmitten von Schwierigkeiten liegen oft Möglichkeiten...“

Dieses Zitat von Albert Einstein ist auch für die Insertion von Pedikelschrauben zur Stabilisierung von Wirbelsäulenfrakturen zutreffend. Ein bekanntes Problem hierbei stellt nämlich die fehlende Möglichkeit der intraoperativen Lagekontrolle und die daraus resultierenden Fehllagen dar. Bei einer Inzidenz schwerer Wirbelsäulenverletzungen von jährlich 50 Patienten pro eine Million Einwohner, von denen vor allem junge Männer betroffen sind, ist dies ein nicht unerhebliches Verletzungsbild. Bei Polytraumatisierten liegen in bis zu 20% der Fälle Wirbelsäulenverletzungen vor, die nicht selten mit neurologischen Symptomen einhergehen <sup>[69]</sup>.

Aufgrund von sich stetig entwickelnden präoperativen diagnostischen Untersuchungsmethoden wie Ultraschall, MRT und vor allem CT steigt die Sicherheit operativer Behandlungen an. Bei der operativen Behandlung traumatischer und degenerativer Veränderungen der thorakolumbalen Wirbelsäule haben transpedikulär verankerte Implantate zur Stabilisierung und Fixierung von instabilen Wirbelsäulensegmenten eine überragende Stellung eingenommen <sup>[14, 21]</sup>. Trotzdem diese Technik der Wirbelsäulen Chirurgie weit verbreitet ist und zur Standardmethode der dorsalen Stabilisierung der Wirbelsäule gehört, gilt die Pedikelpräparation und Schraubeninsertion nach wie vor als schwierig und technisch anspruchsvoll <sup>[4]</sup>. Bei Fehlplatzierungsraten konventionell eingebrachter Schrauben von bis zu 40 % <sup>[14, 19, 21]</sup> wäre die Möglichkeit der intraoperativen Bildgebung wünschenswert, welche in dieser Promotionsarbeit hinsichtlich des Einsatzes eines „Vario 3D- Bildwandlers (Fa. Ziehm)“ geprüft werden soll.

Mit der ersten Durchleuchtung durch den französischen Physiker A. Dauvillier begann 1915 die Geschichte der Röntgenbildverstärkung. Fortgesetzt durch die Deutschen R. Janker und E. Kaeser mit dem Patent für die Ionisationskammer (1932) und der Entwicklung der ersten elektronischen Bildverstärkerröhre 1948 durch die Firma Siemens, Erlangen, gelang es, die Strahlendosis weiter herabzusetzen und den Einsatz des Bildwandlers zu etablieren. Bis heute hat er in vielen Bereichen der Medizin Anwendung gefunden und bietet seit der Jahrtausendwende mit der Akquisition von 2- und 3D Datensätzen eine weitere Verbesserung der Darstellung anatomischer Strukturen. Anwendungsgebiete hierfür sind vor allem die

Beurteilung von Repositionen und Osteosynthesen oder auch die Darstellung von Herzkatheteruntersuchungen und Magen-Darm-Funktionsaufnahmen<sup>[65]</sup>.

Weiterhin steht dem Operateur seit Anfang der 90er Jahre die computerassistierte Navigation zur Verfügung. Diese ist ein zuverlässiges Verfahren zur Reduzierung von transpedikulären Schraubenfehlagen, geht allerdings sowohl mit erhöhtem Aufwand an Zeit und Kosten als auch mit dem Ausfall für eine notfallmäßige Versorgung aufgrund der vorausgehenden Planung einher<sup>[33, 36, 52, 82]</sup>. Als Goldstandard zur Kontrolle der Pedikelschraubenlage wird zurzeit ein postoperatives CT des instrumentierten Wirbelsäulenabschnitts empfohlen<sup>[61]</sup>. Da die Computertomographie die bisher beste morphologische Darstellung der eingebrachten Implantate liefert, ermöglicht sie die frühzeitige Korrektur relevanter Fehllagen und hilft Komplikationen zu vermeiden<sup>[2, 5]</sup>. Unsere Untersuchung soll klären, ob der eingesetzte 3D-Bildwandler eine ausreichend gute Bildqualität zur intraoperativen Lagebeurteilung der Pedikelschrauben bietet und so künftig ein postoperatives CT zur Beantwortung dieser Fragestellung verzichtbar macht.

## 2. Die Wirbelsäule (Columna vertebralis)

### 2.1. Allgemeines

Die Anforderungen an die Wirbelsäule sind mannigfaltig. Einerseits bildet sie das Achsenskelett des menschlichen Körpers, trägt die Last von Kopf, Rumpf und oberen Extremitäten, schützt das Rückenmark und gibt Stabilität, andererseits muss sie ein hohes Maß an Beweglichkeit bieten. Voraussetzung für die Erfüllung dieser Aufgaben ist ein reibungsloses Zusammenspiel von Anatomie, Physiologie und Biomechanik. Da schon geringe Verletzungen zu funktionellen Beeinträchtigungen führen können, ist die genaue Kenntnis eines Verletzungsmechanismus und der damit verbundenen anatomischen Strukturen zur Diagnosesicherung und adäquaten Versorgung unerlässlich.

Die Wirbelsäule lässt sich in 4 topographische Abschnitte, die Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule sowie das Os sacrum mit Os coccygis, gliedern. Diese sind jeweils aus knöchernen und bindegewebigen Anteilen, den Wirbelkörpern, Zwischenwirbelscheiben und Bändern aufgebaut <sup>[80]</sup>.

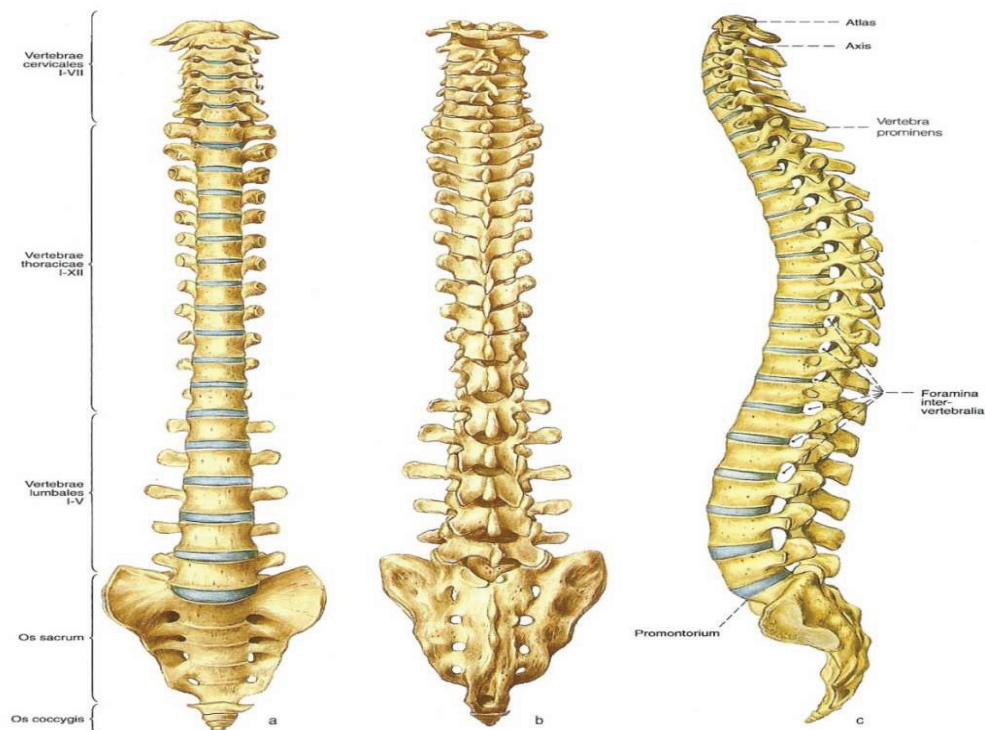


Abb. 1: Ansicht einer Wirbelsäule von HWK 1 bis Os sacrum mit Disci intervertebralia <sup>[7]</sup>  
a) ventral b) dorsal c) lateral



Die Regionen der Wirbelsäule unterscheiden sich sowohl in Form als auch in Größe der einzelnen Wirbelkörper. Sie werden entsprechend der statischen und dynamischen Erfordernisse einzelner Abschnitte modifiziert. Bei gleich bleibender Festigkeit der Spongiosa muss die Größe des Wirbelkörpers die nach kaudal zunehmende Last kompensieren. So trägt zum Beispiel der sechste BWK einen Anteil von 25,2% der Körpermasse, wohingegen der dritte Lendenwirbelkörper bereits 44,2% trägt <sup>[18]</sup>.

Nach dem biomechanischen Wirbelsäulenmodell von Denis unterscheiden wir drei segmental verbundene Säulen <sup>[17]</sup>. Eine vordere und mittlere Säule, bestehend aus Wirbelkörper und Bandscheibe, welche überwiegend einer Druckbelastung ausgesetzt sind, während die hintere Säule, zu der die dorsalen Bögen, Bänder und Zwischenwirbelgelenke zählen, vor allem Zugbelastungen aufnimmt <sup>[56]</sup>. Hierbei sind Verletzungen dieser biomechanisch relevanten Strukturen der Wirbelsäule maßgeblich für die Instabilität und den Funktionsverlust nach einer traumatischen Schädigung <sup>[45]</sup>.

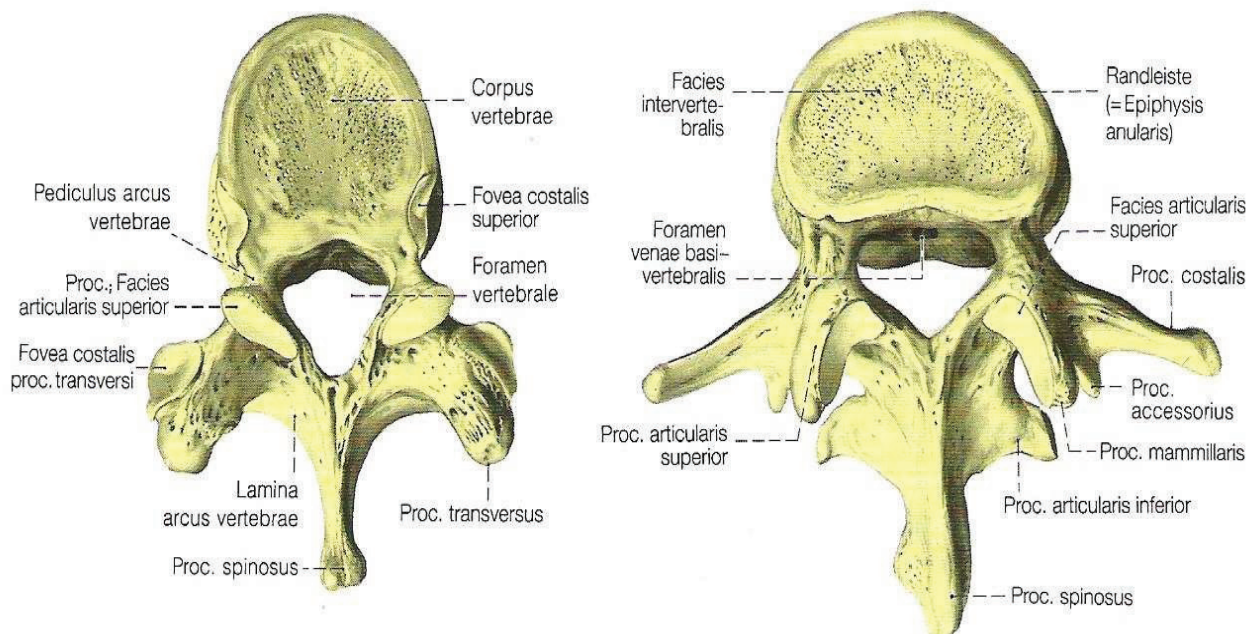
## 2.2. Die Brustwirbelsäule

Der allgemeine Aufbau eines Wirbels ist am besten an den mittleren Brustwirbeln zu erkennen. Es besteht jeder Wirbel aus 3 Hauptbestandteilen: dem Wirbelkörper (Corpus vertebrae), dem Wirbelbogen (Arcus vertebrae) und den Wirbelfortsätzen (Processus transversi et spinosus), die Muskeln als Ursprung und Ansatz dienen. Hauptbestandteil des Wirbelkörpers ist die Substantia spongiosa, umschlossen von einer sehr dünnen Substantia corticalis. Nach dorsal setzt sich der Wirbelkörper in den Arcus vertebrae fort, der auf beiden Seiten mit den Bogenwurzeln (Pediculi arcus vertebrae) aus der Korpusmasse hervorgeht. Corpus und Arcus vertebrae umschließen das Wirbelloch (Foramen vertebrae), welches das Rückenmark beinhaltet <sup>[[80]]</sup>. Die Wurzelstücke abgrenzender Wirbelkörper bilden die knöcherne Begrenzung der Zwischenwirbellöcher (Foramina intervertebralia). Die Processus articulares superiores et inferiores ragen nach kranial und kaudal aus der Lamina arcus vertebrae hervor und bilden ein weiteres Wirbelgelenk. Es steht damit jeder Wirbelkörper mit je zwei Gelenken mit dem oberen und unteren Nachbarwirbel in Verbindung.

Anatomisch lässt sich die BWS in einen kyphotischen, thorakalen Teil von BWK 1-10 und einen thorakolumbalen Übergang mit fast horizontal eingestellten Wirbeln von BWK 11-LWK 2 einteilen.

## 2.3. Die Lendenwirbelsäule

Vom Grundbauplan der Brustwirbelsäule abweichend sind sowohl die Halswirbelsäule als auch die Lendenwirbelsäule an ihre Funktion in Form und Größe angepasst. Da ein Großteil des Körpergewichts von der Lendenwirbelsäule getragen wird, ist hier eine starke Größenzunahme des Wirbelkörpers erkennbar. Im Vergleich zur Brustwirbelsäule ist hier jeder Wirbelkörper queroval geformt. Die dichte Spongiosa ist vornehmlich in kleinen, senkrecht zur Facies intervertebralis verlaufenden, parallelen Knochenbälkchen angeordnet, wodurch eine hohe Festigkeit erreicht wird. Die Endflächen (Facies intervertebrales) der Lendenwirbelkörper 1 bis 4 stehen nahezu parallel zu einander. Im Bereich der unteren LWS von LWK 3-5 zeigt sich eine lordotische Krümmung. Durch die Beteiligung an der Bildung des Lumbosakralwinkels ( $120^{\circ}$ - $164^{\circ}$ ) ist der 5. Lendenwirbel ventral wesentlich höher als dorsal. Im Regelfall besteht die Lendenwirbelsäule aus 5 Wirbelkörpern. Wird jedoch der 5. Lendenwirbelkörper mit in das Kreuzbein einbezogen, bezeichnet man dies als Sakralisation. Umgekehrt bezeichnet man eine sechsgliedrige Lendenwirbelsäule als Lumbalisation. Dies sind mögliche Variationen aufgrund von Segmentationsstörungen im lumbosakralen Übergang <sup>[6]</sup>.



**Abb. 2:** Ansicht eines Brustwirbelkörpers (BWK 10) von kranial  
 Ansicht eines Lendenwirbelkörpers (LWK 3) von kranial <sup>[7]</sup>

## 3. Pathologische Veränderungen

### 3.1. Traumatische Frakturen

Als Unfallursache für die Fraktur der Wirbelsäule treten insbesondere Ereignisse wie Sturz aus großer Höhe, Verkehrsunfälle sowie banale Stürze auf. Nach Reinhold machen mit einer Häufigkeit von 32% Stürze aus der Höhe die größte Gruppe der traumatischen Verletzungen aus <sup>[70]</sup>. Nachfolgend in absteigender Häufigkeit sind als Unfallursachen Verkehrsunfälle (22%), banale Stürze (15%), Motorradstürze (8%), suizidaler Sprung (3%) sowie Fahrradunfälle (3%) und Fußgängerunfälle ausgemacht. Ein signifikanter Zusammenhang besteht zwischen der Unfallursache und der AO-/Magerl-Klassifikation. Während es im Rahmen banaler Stürze statistisch hoch signifikant ( $p < 0,001$ ) zu Typ A, also Kompressionsverletzungen kommt, finden sich als Folge hochenergetischer Verletzungsmechanismen, wie Autounfällen oder Stürzen aus großer Höhe, ein 3,7-mal größeres Risiko eine Typ B/C Verletzung zu erleiden ( $p < 0,0019$ ) <sup>[70, 85]</sup>.

### 3.2. Osteoporotische Frakturen

Die Osteoporose ist derzeit eine der häufigsten systemischen Skeletterkrankungen. Laut World Health Organisation (WHO) ist sie eine der wichtigsten chronischen Erkrankungen mit einer Erkrankungshäufigkeit von 33% für Frauen und 20% für Männer in unseren Breitengraden, wobei fast die Hälfte der über 70-jährigen Frauen betroffen ist <sup>[22]</sup>. Charakterisiert ist die Osteoporose als eine Erkrankung, bei der der Knochen- und Kalziumstoffwechsel so verändert ist, dass es zu einem Substanz- und Strukturverlust von mindestens 2.5 Standardabweichungen unterhalb des Durchschnittswertes für eine junge 30-jährige Erwachsene mit maximaler Knochendichte (T-Score  $< 2.5$  SD) kommt <sup>[37]</sup>. Um eine Vergleichbarkeit der verschiedenen Methoden und Geräte der Knochendichtemessung herzustellen, verwendet man also keine absoluten Dichtewerte, sondern gibt die Abweichung vom Normalen als ein Vielfaches einer Standardabweichung an (T-Score) <sup>[37, 74]</sup>. Es existieren verschiedene T-Scores abhängig davon, welche Gruppe man als Referenz betrachtet (z.B. Alter, ethnische Gruppe, Geschlecht, Gewicht). Dieser Bezug auf die größtmögliche

Knochendichte bringt das Problem mit sich, dass mit zunehmendem Lebensalter immer größere Bevölkerungsanteile als "krank" kategorisiert würden <sup>[74]</sup>.

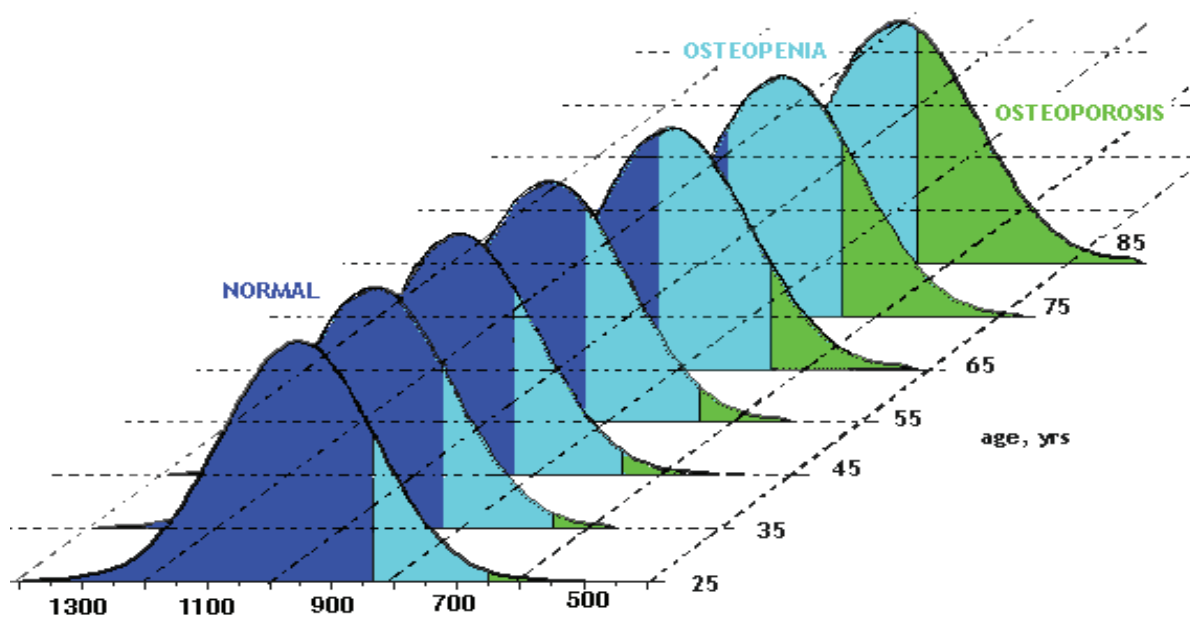


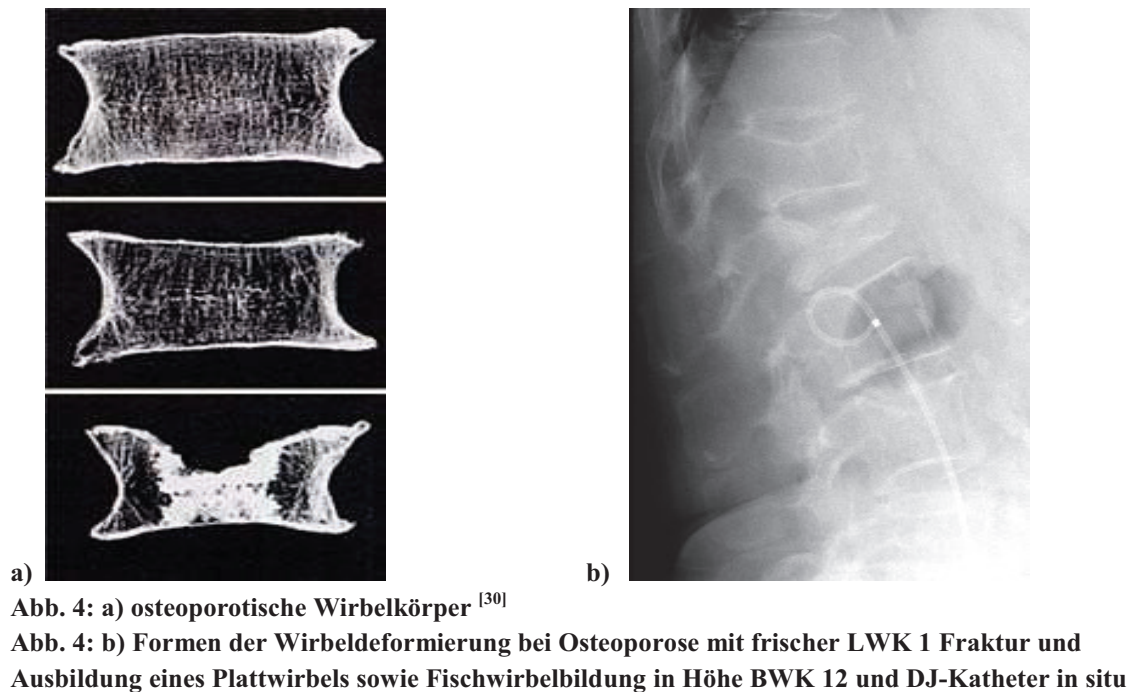
Abb. 3: Verteilung der Knochendichte [mg/cm<sup>2</sup>] in Abhängigkeit vom Alter <sup>[29]</sup>

Deshalb wird zusätzlich ein Wert angegeben, der sich auf gesunde Männer bzw. Frauen gleichen Alters bezieht, der Z-Score. So ermöglicht der Z-Score einen Vergleich zu einem Referenzwert, der gewöhnlich aus Patienten gleichen Alters und Geschlecht besteht. Die WHO berechnet das Frakturrisiko ebenfalls anhand des Z-Scores, der Alter und Geschlecht berücksichtigt.

Definitionsgemäß handelt es sich bei einer Knochendichte von bis zu -1 SD um normale Knochenmasse. Von Osteopenie spricht man bei einer Knochendichte zwischen -1 und -2.5 SD, wohingegen eine manifeste Osteoporose durch einen T-Score von unter -2.5 SD bzw. pathologische Frakturen (Frakturen ohne traumatisches Ereignis) definiert ist.

Die Abnahme von Knochenfestigkeit und -dichte geht mit einer erhöhten Fraktur neigung einher <sup>[54]</sup>. In der Folge reichen bereits inadäquate Traumata (Niedrigenergietraumata) aus, um eine Fraktur zu verursachen. Diese können dann das ganze Skelett betreffen, führen aber vornehmlich zu Wirbelkörpersinterungen, Schenkelhals- bzw. pertrochantären Frakturen oder distalen Radiusfrakturen <sup>[22, 64, 74]</sup>. Meist handelt es sich hier um Verletzungen des spongiösen Knochens, wie Metaphysen- oder Wirbelkörperfrakturen, da dieser die Hauptangriffsstelle für

die Osteoporose darstellt. Mit einer Abnahme der Knochendichte um nur eine Standardabweichung steigt das Risiko für osteoporotisch bedingte Frakturen bereits um das 1,5 bis 3-fache <sup>[37]</sup>.



### 3.3. Frakturen durch Tumoren

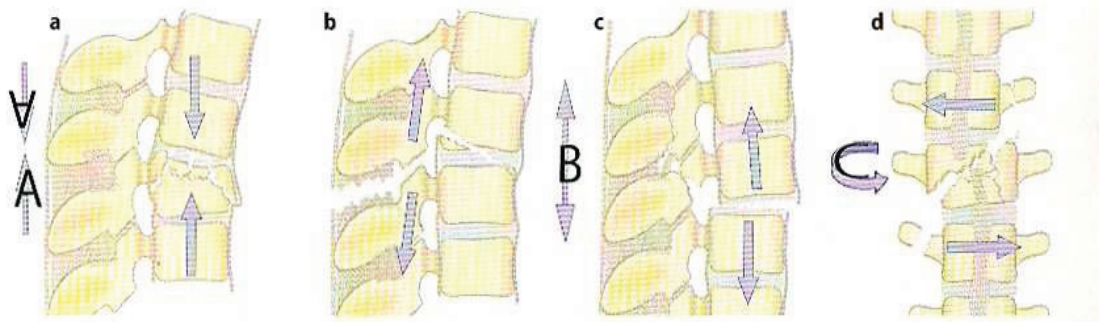
Frakturen infolge von Tumoren treten im Gegensatz zu osteoporotischen Frakturen lokal begrenzt auf. Hierbei kann nach primären und sekundären Tumoren unterschieden werden. Mit einer Inzidenz von 150-200 Patienten pro Jahr sind primäre Knochentumoren eher selten. Sie gehen aus den im Knochen vorkommenden Zellen hervor. Zu den häufigen primären Tumoren zählt das Osteosarkom, das Ewing-Sarkom wie auch das Plasmozytom. Sekundäre Tumoren sind ossäre Metastasen anderer Primärtumoren. Absteigend nach ihrer Häufigkeit sind dies vor allem Prostata-, Mamma-, Schilddrüsen-, Lungen- und Pankreaskarzinome. Sie sind 25-mal häufiger als primäre maligne Knochentumoren. Klinisch imponieren Knochentumoren durch Schmerzen, Instabilität und Frakturen, Schwellung oder neurologische Ausfälle, was besonders auf Wirbelsäulenmetastasen zutrifft. Diese machen circa 60% aller Metastasen aus und stehen im Verhältnis der Lokalisation von HWS:BWS:LWS wie 1:6:4 <sup>[86]</sup>.

## 4. Klassifikation traumatischer Frakturen

Für das Verständnis der heute gebräuchlichen AO-Verletzungsklassifikation ist das Drei-Säulen Modell nach Denis, welches Wirbel und Bandapparat in ein vorderes, mittleres und hinteres Segment einteilt, unerlässlich <sup>[17]</sup>.

Zum vorderen Segment dieses osteoligamentären Systems gehören die vorderen 2/3 des Wirbelkörpers und der Bandscheibe sowie das vordere Längsband. Die mittlere Säule beinhaltet das hintere Drittel des Wirbelkörpers und das hintere Längsband. Zum hinteren Segment zählen Bogenwurzeln, Gelenkfortsätze, Gelenkkapseln, Dornfortsätze, Lig. flavum, Ligg. interspinalia sowie die Ligg. supraspinalia <sup>[8]</sup>.

Die Einteilung der Wirbelsäulenverletzungen nach ihrer Pathogenese berücksichtigt das Modell von Magerl et al. <sup>[56]</sup>. Diese allgemein akzeptierte Typisierung differenziert 3 verschiedene Verletzungsformen: Kompressionsverletzungen (Typ A), Distraktions-/ Flexionsverletzungen (Typ B) und Rotationsverletzungen (Typ C). Der Schweregrad sowie die Instabilität und das Auftreten von neurologischen Ausfällen nehmen in den Hauptgruppen von A nach C, sowie innerhalb der Gruppen von 1 bis 3 zu.



**Abb. 5: Charakteristische Merkmale der 3 Frakturtypen nach Magerl <sup>[56]</sup>**  
a) Typ A: Kompressionsverletzung der vorderen und mittleren Säule  
b, c) Typ B: 3-Säulen Verletzung mit querer Zerreißung  
d) Typ C: 3-Säulen Verletzung mit Rotation (Translation)

Typ A: Axiale Krafteinwirkung führt zur Kompression und schädigt vorwiegend den Wirbelkörper selbst ohne wesentliche dorsale Beteiligung. Diese Kompression kann mit und ohne Flexion entstehen; der Wirbelkörper ist in seiner Höhe gemindert. In der Sagittalen findet keine Translation statt. Es kann zur Impaktion des Knochens (A1), einer Spaltung (A2) oder Berstung (A3) kommen. Neurologische Schäden werden hierbei meist durch in den Spinalkanal dislozierte Knochenfragmente verursacht <sup>[34, 56, 88]</sup>.

Typ B: Die zweite Gruppe der Verletzungstypen nach Magerl <sup>[56]</sup> stellen die Distraktionsverletzungen dar. Diese betreffen immer alle drei Säulen und sind grundsätzlich instabil. Hierbei kommt es durch Flexion oder Hyperextension zu rein ossären, kombiniert ossär-ligamentäre oder rein ligamentären Verletzungsmustern. Dementsprechend lassen sich transligamentäre Zerstörungstypen (B1) von transossären (B2) und einem höchst instabilen Distraktions-Extensionstyp (B3) abgrenzen <sup>[56, 88]</sup>.

Typ C: Torsion in Kombination mit allen vorher beschriebenen Mechanismen führt zu dem besonders am mobilen thorakolumbalen Übergang auftretenden Verletzungstyp C. Hierbei sind immer alle Säulen, inklusive aller längsverlaufenden Bänder mit Bandscheiben betroffen. Durch ein- oder beidseitige Wirbelgelenksbrüche begünstigte translatorische Verschiebungen der Hauptfragmente führen zu einer hohen Inzidenz neurologischer Begleitverletzungen. Infolge der Rotationsverletzungen sind es die instabilsten Verletzungen der Magerl/AO-Klassifikation. Dabei werden Rotationskompressionsverletzungen (C1), Rotationsverletzungen mit Flexionsdistraktion oder Extension (C2) und Rotationsscherbrüche (C3) differenziert <sup>[56, 88]</sup>.

## **5. Behandlung von Wirbelkörperfrakturen**

### **5.1. Differentialindikationen**

Die therapeutischen Möglichkeiten in der Wirbelsäulenchirurgie haben sich in den vergangenen 50 Jahren rasant weiter entwickelt und bieten mit minimal-invasiver Chirurgie, CT-Navigation etc. ein immer breiteres Spektrum. Dabei ist die Behandlungsstrategie, wie mit einer frischen Wirbelkörperfraktur verfahren werden soll, immer abhängig von verschiedenen Parametern: Klassifikation der Wirbelkörperfraktur, vorhandener Neurologie, Alter des Patienten sowie der Erfahrung des Operateurs. Während bis in die 1950er Jahre Frakturen der Wirbelsäule ausschließlich konservativ behandelt wurden, wird heute bei instabilen Frakturen vorwiegend die operative Intervention gewählt, wobei das Ziel jeder therapeutischen Maßnahme immer die volle Belastbarkeit der Wirbelsäule sein muss <sup>[59, 79]</sup>.

Die Weiterentwicklung der operativen Möglichkeiten durch dorsale, ventrale und kombinierte Techniken, minimalinvasive Zugänge und verbesserte Implantate hat die Ergebnisse der operativen Intervention deutlich verbessert, die Morbidität und Mortalität gesenkt und damit die Überlegenheit gegenüber einem konservativen Vorgehen bei instabilen Verletzungen gezeigt <sup>[14, 28, 39]</sup>.

Die Rehabilitation des Verletzten nach operativer Versorgung unterscheidet sich dagegen nur unwesentlich von der eines konservativen Therapieregimes. Physiotherapie und weitere Nachbehandlungen müssen an das jeweilige Schmerzverhalten und die Leistungsfähigkeit des Patienten adaptiert werden, um eine möglichst schnelle berufliche und soziale Wiedereingliederung zu gewährleisten.



## 5.2. Konservative Therapie

Stabile Frakturen sind konservativ behandelbar. Dabei handelt es sich um stabile Frakturen, wie Grund- und Deckplatteneinbrüchen, Vorderkantenabsprengungen oder Querfortsatzfrakturen, die keine OP Indikation stellen. Sie umfassen etwa 70 % aller Wirbelsäulenfrakturen. Bei den als stabil kategorisierten Frakturen sollte der Achsenknick kleiner als 20° sein und die Sinterung nicht mehr als 1/3 bis 1/2 der ursprünglichen Wirbelkörperhöhe betragen [58, 59, 69, 89]. Eine operative Versorgung wird erst bei Berstungsbrüchen mit einer Höhenminderung des Wirbelkörpers um 1/3 bis 50% empfohlen [69, 79]. Unter medikamentöser Analgesie ist eine frühe funktionelle Behandlung und schnelle Mobilisation mit Belastungsaufbau unter physiotherapeutischer Anleitung gut möglich. Hier bieten sich Kräftigungsübungen der Rumpfmuskulatur, Bewegungsbäder und die Durchführung einer Rückenschule an.

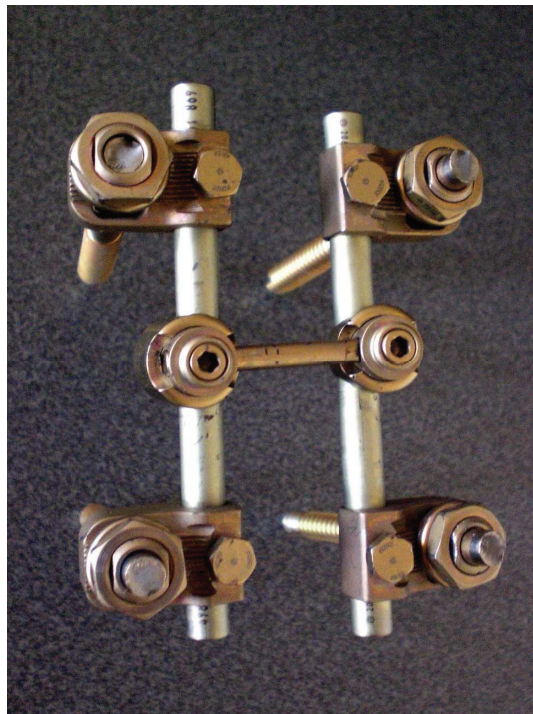
Wenig sinnvoll dagegen sind die Versorgungen mit Orthesen. Diese können in Form eines 3-Punkt-Korsetts zwar Schutz gegenüber schädigenden Drehmomenten, besonders Flexions- und Rotationsbewegungen bieten, behindern aber durch die Ruhigstellung massiv den Wiederaufbau der traumatisch geschädigten Muskulatur. Desweiteren empfiehlt sich im konservativen Therapieregime eine regelmäßige Röntgenkontrolle im Stehen des frakturierten Wirbelsäulenabschnitts, um Nachsintern und primär übersehene Instabilitäten zeitnah erfassen zu können und das Behandlungskonzept gegebenenfalls zu modifizieren [13, 57, 88].

## 5.3. Operative Therapie

Die Indikationen für eine operative Therapie von Wirbelsäulenfrakturen lassen sich in absolute und relative Kriterien einteilen. Zur absoluten OP-Indikation zählen unter anderem offene Wirbelsäulenläsionen sowie entstandene neurologische Defizite durch spinale oder radikuläre Kompression. Relative Operationsindikationen liegen vor bei geschlossenen, irreponiblen Frakturen und Luxationen, Instabilität oder gravierenden Deformitäten. Häufig ergibt sich bei Polytraumatisierten, psychotischen oder unkooperativen Patienten eine großzügigere OP-Indikation, da sich eine konservative Versorgung, insbesondere durch orthetische Maßnahmen, schwierig gestaltet bzw. sogar unmöglich ist.

Auch bei relativen Indikationen hat die Intervention so früh wie möglich zu erfolgen, da eine frühe Reposition technisch einfacher und weniger komplikationsträchtig ist als ein Späteingriff <sup>[70]</sup>. Ansteigend nach ihrer Wichtigkeit muss man die Operationsindikationen folgendermaßen gliedern:  $>20^\circ$  Fehlstellung in 1 Ebene, Gesamtfehlstellung  $>25^\circ$ , Höhenverlust von  $>50\%$ , sowie Spinalkanaleinengungen, Frakturen vom Typ B und C, offene Frakturen und Frakturen mit dem Einhergehen eines neurologischen Defizits <sup>[5]</sup>.

Ziel aller operativen Therapien ist die Reposition dislozierter und deformierter Wirbelsäulenabschnitte, die Dekompression neurologischer Strukturen sowie die Wiederherstellung der Stabilität. Die am weitesten verbreitete Technik zur Stabilisation des betroffenen Wirbelsegmentes stellt die dorsale Spondylodese mittels Fixateur interne dar <sup>[43]</sup>. Durch den Fixateur können bewiesenermaßen die besten Repositionsergebnisse erreicht werden, durch Ligamentotaxis reponieren sich dislozierte Hinterkantenfragmente und über eine gleichzeitige Laminektomie kann die dorsale Dekompression neuraler Strukturen erreicht werden <sup>[46, 71]</sup>.



**Abb. 6: Fixateur interne (USS, Fa. Synthes)**

Eine ventralseitige Stabilisierung ist in aller Regel ebenfalls nötig, da der dorsale Fixateur auf Dauer das Repositionsergebnis nicht halten kann <sup>[47, 71]</sup>. Hier wird einzeitig oder im Intervall durch eine dauerhafte Spondylodese der verletzten Wirbelsäulenregion mittels autologer Knochenspäne, vaskularisierter Rippentransplantate, Cages unterschiedlicher Materialien und ventraler Plattensysteme die vordere Säule rekonstruiert.

Das dorsale operative Vorgehen mittels Fixateur interne nutzt das biomechanische Prinzip der Kompression, Zuggurtung, Abstützung und Distraction, wohingegen die ventralseitige Versorgung die Abstützung bzw. Kompression nutzt <sup>[26]</sup>.

Wie auch bei der konservativen Therapie kommt es nach alleiniger dorsaler operativer Intervention häufig zur Zunahme des segmentalen Kyphosewinkels <sup>[79]</sup>. Es finden sich vor allem im thorakalen Bereich signifikant höhere Raten an späterer kyphotischer Deformation <sup>[1]</sup>. Diese Sinterung findet hier allerdings im Bereich der Zwischenwirbelräume statt, wohingegen bei der konservativen Therapie der Wirbelkörper an sich in der Höhe gemindert ist.

## 5.4. Chirurgisches Vorgehen

Die transpedikuläre Implantatverankerung zur Stabilisierung von Wirbelsäulenfrakturen der BWS und LWS ist eine weit verbreitete Methode. Aufgrund der diversen Indikationen für eine Versorgung mit transpedikulären Schrauben, wie degenerative Veränderungen, Verletzungen oder Tumoren, hat die Anwendung dieser OP-Technik zunehmend große Bedeutung in der Wirbelsäulenchirurgie gewonnen.

In vielen biomechanischen Untersuchungen hat sich gezeigt, dass die Versorgung mittels transpedikulärer Schraubenimplantation die stabilste operative Methode <sup>[23, 40, 41]</sup> und anderen Stabilisationsmethoden wie Stäben oder sublaminären Cerclagen besonders bei Flexion und Rotation überlegen ist <sup>[50, 88, 96, 99]</sup>.

Das Einbringen der Pedikelschrauben stellt einen technisch anspruchsvollen Eingriff dar, weil der Chirurg den Pedikel nicht einsehen kann und daher „blind“ arbeiten muss <sup>[14]</sup>. Dies setzt die genaue Kenntnis der Anatomie sowie ein präzises Arbeiten voraus, damit Komplikationen wie Pedikelpenetrationen oder die Perforation des anterioren Wirbelkörperkortex vermieden werden können.

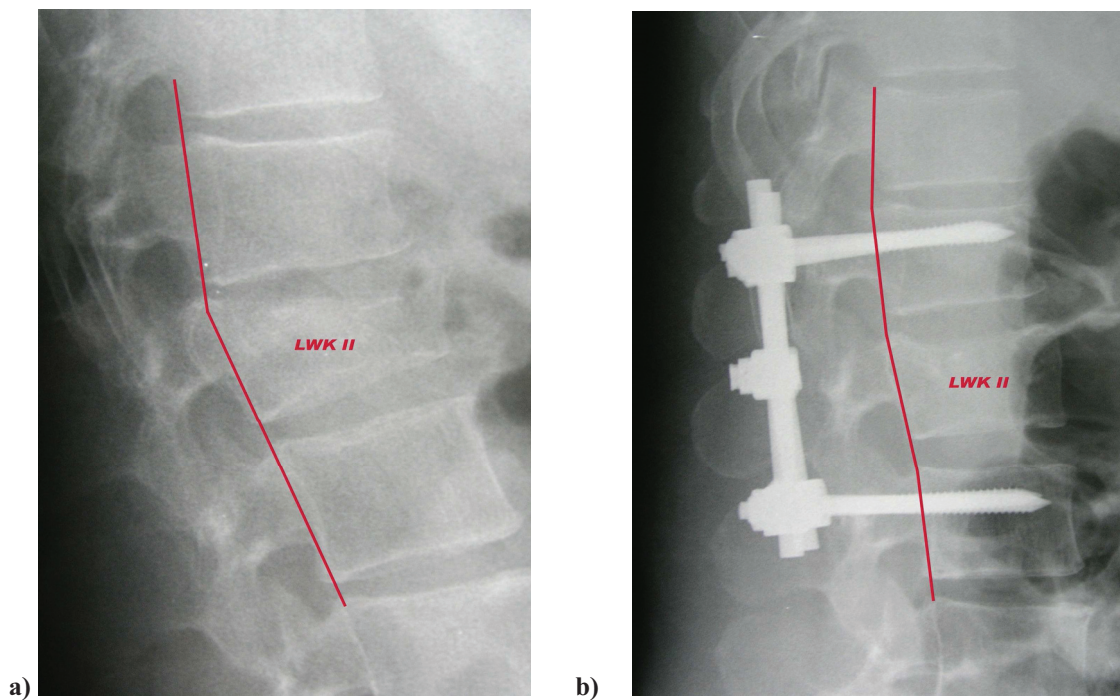
Für eine korrekte Lage der Schraube ist der Winkel des Pedikels in transversaler und sagittaler Schnittebene zu berücksichtigen. Dieser beträgt in der Transversalen circa 30° in Höhe LWK 5. In der lumbalen und thorakalen Wirbelsäule ist dieser Winkel geringer. In der Sagittalen ist die Neigung der Achse des Pedikelkanals in Höhe des 5. Lendenwirbels nach kaudal gerichtet, während sie in der thorakalen Wirbelsäule nach kranial zeigt.

Neben dem Winkel ist auch die Breite des Pedikelisthmus wichtig für eine korrekte Implantation der Schraube. Nach Zindrick sind die Pedikel in Höhe LWK 5 am weitesten, während sie in Höhe BWK 5 am schmalsten sind <sup>[100]</sup>. Die hohe interindividuelle Schwankungsbreite ist sowohl bei den Winkeln als auch den Breiten des Pedikels nicht zu unterschätzen.

Nachdem man sich die Gelenkmasse von dorsal dargestellt hat, wird die Eintrittsebene der Pedikelschrauben anhand anatomischer Landmarken und mit Hilfe des Bildwandlers festgelegt. Im seitlichen Strahlengang liegt die Insertionsstelle im Schnittpunkt der Horizontallinie des Querfortsatzes und der Vertikallinie lateral des oberen äußeren Gelenkfortsatzes. Zusätzlich kann die Eintrittspforte in den Pedikel mit einem Kirschner-Draht markiert werden. Alternativ kann der Pedikel auch mit stumpfen Ahlen aufsteigender Größe geöffnet werden bzw. mit einem Bohrer aufgebohrt werden. Das „Aufreiben“ der Pedikel führt zur Verdichtung der Spongiosa und besserem Schraubenhalt <sup>[88]</sup>. Anschließend wird die Länge des Bohrkanals mit einer Sonde bestimmt, um eine Perforation des Kortex auszuschließen. Nun können die selbstschneidenden Schrauben in den Pedikel inseriert werden.

Die Platzierung der Schrauben innerhalb der Wirbelkörper hängt von ihrer späteren Funktion ab. Für eine Lordosierung über die Schrauben oder spätere Spaninterposition müssen die Schrauben deckplattennah inseriert werden. Ebenso ist die Konvergenz bei der Implantation der Schrauben wichtig, weil die Wirbelkörper gerade im thorakalen Bereich herzförmig geformt und die Schrauben länger gewählt werden können. Dies führt zu mehr Stabilität, auch gegenüber seitlicher Abscherung und Rotation <sup>[88]</sup>.

Die Überprüfung der Schraubenlage erfolgt wiederum mit konventionellen Bildwandlern in seitlicher und a.p. Darstellung bzw. in unserer Studie als 3-D-Rekonstruktion. Nach Montage des Längsgestells erfolgt über Lordosierung und Distraction eine Reposition der Fraktur. Ziel ist die Wiederherstellung des verletzten Wirbelsäulenabschnitts mit Ausgleich der traumatischen Achsveränderungen in allen Ebenen. Durch indirekte Ligamentotaxis gelingt es zumindest partiell, dislozierte Hinterwandfragmente zu reponieren.



**Abb.7: a) LWK 2 Fraktur im lateralen Strahlengang mit Kyphose der WS  
b) Korrektur der Kyphose nach OP mit Hilfe des Fixateur internes**

Zur Repositionskontrolle und abschließenden Lagekontrolle des montierten Fixateurs kommt erneut der Bildwandler zum Einsatz, welcher bisher zur Durchleuchtung in zwei Ebenen eingesetzt wurde <sup>[63]</sup>. Die Schraubenspitzen sollten sich nicht berühren („kissing screws“) oder überschneiden („crossing screws“), da dies auf einen Verlauf der Schrauben durch den Spinalkanal hindeutet <sup>[88]</sup>.

## 6. Problemstellung

Nach der Einführung der Implantation von Pedikelschrauben durch King und der folgenden systematische Implantation des Fixateur interne durch Roy-Camille in den siebziger Jahren haben transpedikuläre Implantatsysteme eine tragende Rolle in der dorsalen Fusionschirurgie zur Behandlung degenerativer und traumatischer Wirbelsäulenerkrankungen übernommen [44, 75].

Das Hauptproblem dieser Methode, die sich bis heute als Standardverfahren etabliert hat, ist das „blinde“ Platzieren der Schrauben, da der Operateur den Pedikel nicht sieht. Insbesondere wegen der unmittelbaren Nähe neuraler Elemente zu den Pedikeln können leicht Verletzungen, vor allem durch Penetration des medialen Kortex des Pedikels entstehen [14]. Weiterhin können anatomische Variationen die Insertion der Pedikelschrauben zu einer Herausforderung machen. Dabei finden sich vor allem im thorakalen Wirbelsäulenbereich aufgrund der geringeren Pedikeldurchmesser, der komplexen dreidimensionalen Struktur der Pedikel, der schwierigeren anatomischen Orientierung und der insbesondere im oberen BWS-Bereich schlechteren Darstellbarkeit der knöchernen Strukturen in der Durchleuchtung höhere Fehlplatzierungsraten als an der lumbalen Wirbelsäule [83]. Ebenso steigt hier das Risiko einer kortikalen Verletzung, die, auch wenn sie neurologisch asymptomatisch bleibt, die Stabilität schwächen kann [92, 94].

Fehlplatzierungen von Pedikelschrauben im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule sind demnach seit Jahren ein bekanntes Problem. Sie werden sowohl beobachtet als mediale, laterale, kraniale oder kaudale Fehllagen in Bezug zu Pedikel und Korpus als auch als ventrale oder laterale Perforation des Wirbelkörperkorpus. Je nach Definition wird von Fehllagen von 6,2% bis 40% im Pedikelbereich berichtet [14, 24, 35, 41, 42, 51, 52, 76, 77, 93].

Häufige Komplikationen dieser Fehllagen sind Verletzungen des Diskus, der Gefäße sowie der neurogenen Strukturen, wie Nervenwurzel und Rückenmark sowie verminderter Halt der Schrauben mit daraus resultierender Instabilität des Fixateurs und konsekutivem Repositionsverlust der Fraktur [69]. Auch Spätfolgen wie Pseudarthrosebildung, Nervenwurzelirritationen und Schmerzen werden in circa 20% der Fälle beschrieben [55]. Die sich daraus ergebenden operativen Revisionsraten durch Pedikelschraubenfehllagen werden im thorakalen Bereich mit 5% angegeben [98]. Nicht nur um dem Patienten einen Revisionseingriff zu ersparen, sondern auch unter ökonomischen Gesichtspunkten ist eine

Senkung der Fehllagen unerlässlich. So beziffern Hüfner et al. die Zusatzkosten je Scan mit 131,08 €, die vermiedenen Kosten durch verlängerte Liegedauer und Revisionseingriffe dagegen belaufen sich im Mittel auf 2385,48 €<sup>[33]</sup>.

Mit Hilfe navigationsgestützter OP-Verfahren ist eine Senkung der Rate an Fehlpositionierungen von Pedikelschrauben gelungen<sup>[52]</sup>. Vergleiche der unterschiedlichen Navigationssysteme, fluoroskopisch, CT- oder 3D-Bildverstärkergestützt, zeigen allerdings keine signifikanten Vorteile eines der Verfahren<sup>[53, 67]</sup>. Trotz Einsatz der Navigation lassen sich auch weiterhin erhebliche Fehllagen der Schrauben (>4 mm), insbesondere im Bereich der Brustwirbelsäule, nicht vermeiden<sup>[83]</sup>.

Eine sichere Lagebestimmung der Pedikelschrauben ist bisher nur durch ein postoperatives Computertomogramm des instrumentierten Wirbelsäulenabschnitts möglich<sup>[66]</sup>. Konventionelle Röntgenaufnahmen sowie die intraoperativen Aufnahmen von Röntgenbildverstärkern, die typischerweise im lateralen und a.-p. Strahlengang durch den Operateur kontrolliert werden, bieten keine ausreichende diagnostische Sicherheit<sup>[12]</sup>. Zwischen 3D- und CT-Bildgebung besteht allerdings kein signifikanter Unterschied mehr bezüglich der Frakturerkennung und der Erkennung möglicher Gelenkbeteiligungen. Zumindest an Frakturen der Extremitäten zeigt sich der Trend, dass die 3D-Bildgebung einen großen Teil der bislang durchgeführten postoperativen CT-Untersuchungen wie auch die präoperative CT-Bildgebung ersetzen kann<sup>[20, 49]</sup>.



**Abb. 8:** „Ziemed Vario 3D-Bildwandler“<sup>[32]</sup>

Nur in wenigen Kliniken stehen intraoperative Computertomographen zur Verfügung, so dass mit dem „3D-Bildwandler“ („Vario 3D“ Fa. Ziehm Imaging, Nürnberg) ein mobiler Bildverstärker zur Verfügung steht, der aus konventionellen Durchleuchtungsbildern, die im Rahmen einer isozentrischen Bildserie akquiriert werden, Volumendarstellungen und multiplanare Rekonstruktionen (MPR) des durchleuchteten Wirbelsäulenabschnitts erlaubt. Hierdurch besteht theoretisch die Möglichkeit, bereits während der Operation mithilfe der 3D Bildrekonstruktionen die Lage der Pedikelschrauben in Hinsicht auf Lage im Pedikelisthmus und Länge innerhalb des Wirbelkörperkorpus zu beurteilen.



## 7. Ziel

Ziel unserer Untersuchungen war es, zu zeigen, inwieweit mit Hilfe des 3D-Bildwandlers die Position der Pedikelschrauben im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule korrekt beurteilbar ist. Dazu wurde das postoperative CT als „Goldstandard“ herangezogen. Besonders im Bereich der oberen BWS oder bei adipösen Patienten ist die Bildqualität oft eingeschränkt.

Hier war es unser Anliegen, die Abbildungsqualität des Bildwandlers bezüglich der Höhe der instrumentierten Wirbelkörper, der Pedikeldurchmesser und des Body Mass Index zu überprüfen und einzuschätzen, ob die intraoperative Pedikelschraubenposition bei guter Qualität der axialen Rekonstruktionen sicher und korrekt beurteilbar ist.

Dadurch wollten wir die Grenzen des Systems erarbeiten, um mögliche Fehler und Probleme rechtzeitig zu erkennen sowie die Fehlerquote der Pedikelschraubeninsertion durch den Vorteil der sofortigen intraoperativen Korrektur weiter zu senken und festzustellen, ob das postoperative Standard-CT zur Kontrolle der Pedikelschraubenlage zukünftig verzichtbar ist.

## 8. Material und Methodik

### 8.1. Überblick

Im Rahmen unserer prospektiven Studie führten wir im Zeitraum von Mai 2006 bis August 2007 bei 32 konsekutiven Patienten mit einer Fraktur der thorakolumbalen Wirbelsäule, die mit einem Fixateur interne versorgt wurden, einen intraoperativen 3D-Scan mit dem „Ziehm Vario 3D“ Bildwandler (Fa. Ziehm Imaging, Nürnberg) durch.

Hierzu implantierten wir bei 32 Patienten insgesamt 136 Pedikelschrauben. Alle Patienten wurden in Bauchlage auf einem strahlendurchlässigen Karbontisch gelagert und durch einen dorsalen Zugang operiert. Als Fixateur verwendeten wir das „Universal Spine Systems“ (USS, Fa. Synthes, Umkirch bei Freiburg) mit Schrauben der Dicke 4,0 – 7,2 mm. Nach Einbringen der Pedikelschrauben und einer Präoxigenierungsphase mit 100% Sauerstoff, wurde in Apnoe der 3D-Scan gefahren. Die Frakturposition und Montage des Längsgestells wurden erst nach Durchlauf des Scans durchgeführt, um die metallbedingte Artefaktbildung zu minimieren und nötige Schraubenkorrekturen zu erleichtern.

Als ein Scanvorgang wurde der Zeitraum von Beginn der Bildverstärkerpositionierung im a.p.-Strahlengang über dem Patienten zur Gerätekalibrierung bis zum Ende der isozentrischen Bildakquisitionsschleife definiert und in Minuten erfasst. Weiterhin haben wir die reine Durchleuchtungszeit in Minuten sowie die durch den Scan abgegebene Strahlungs-dosis als Dosis-Flächen-Produkt in  $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$  dokumentiert.

Intraoperativ wurde die Pedikelschraubenlage im 3D-Scan zunächst durch den Operateur beurteilt. Wurden auf Grund der intraoperativen Befundung Schrauben umpositioniert, so wurden diese Schrauben aus der Studie ausgeschlossen. Postoperativ wurde bei allen Patienten eine standardmäßige Computertomographie des instrumentierten Wirbelsäulenabschnitts mit dem „Spiral-CT-Gerät Aquilion 32“ (Fa. Toshiba Computer Systeme, Neuss) durchgeführt. Die CT-Ergebnisse wurden als „Goldstandard“ für den Vergleich mit den Durchleuchtungsbildserien des 3D-Bildwandlers herangezogen.

## 8.2. Ziehm Vario 3D-Bildwandler

Der „Ziehm Vario 3D“ Bildwandler requiriert im 3D-Modus im Rahmen einer isozentrischen Kinoschleife konventionelle Durchleuchtungsbilder. Konstruktionstechnisch bedingt wird eine Bildakquisition ermöglicht, bei der das zu untersuchende Objekt nah am Röntgenbildverstärker positioniert werden kann. Dieses erlaubt es im Gegensatz zu herkömmlichen, mechanisch definierten isozentrischen C-Bögen, dass das Zielobjekt nicht exakt in der Mitte zwischen Strahlenquelle und Bildverstärker ausgerichtet werden muss, sondern dichter am Bildverstärker platziert werden kann. Dies ist mit zwei großen Vorteilen verbunden: zum einen kann die Strahlendosis des Patienten reduziert werden, zum anderen wird die Bildqualität verbessert. Rotiert man den C-Arm dann um das, mittels Laser im a.p. und seitlichen Strahlengang festgelegte Isozentrum, führen Strahlenquelle und Detektor eine ellipsoide Bahn aus.

Für die Bildgewinnung wird nun eine vollautomatische Orbitalbewegung des motorisierten C-Bogens um den Patienten mit einem maximalen Rotationsradius von  $135^\circ$  durchgeführt. Während der Rotation des C-Bogens befindet sich dieses Isozentrum bei jedem Winkelabstand im Zentrum des Strahlengangs. Gemäß den Empfehlungen des Herstellers erfolgte zum Erreichen einer bestmöglichen Bildqualität eine Schleife mit 120 Bildern im vorgegebenen „Wirbelsäulenmodus“. Nach Abschluss des isozentrischen Scans berechnet das Gerät aus den Bildern der Kinoschleife durch algebraische Rekonstruktionsalgorithmen einen 3D-Datensatz, dessen Scanvolumen einem Kubus mit Kantenlängen von 12,8 cm und einer Auflösung von  $256 \times 256 \times 256$  Voxeln entspricht <sup>[32]</sup>.

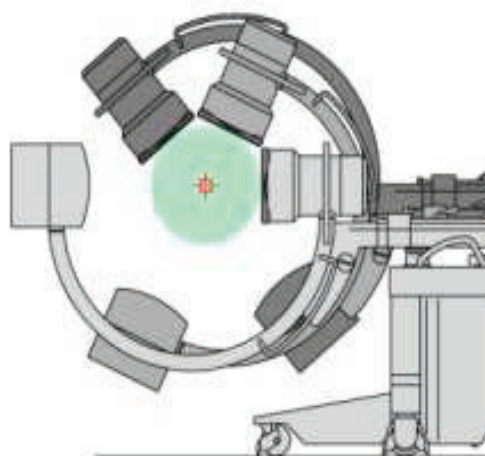


Abb. 9: schematische Darstellung eines Rotationsbogens des „Ziehm Vario 3D“ <sup>[32]</sup>

Im 2D-Modus kann das Gerät als normaler Bildwandler eingesetzt werden. Der Datensatz ermöglicht beliebige hochauflösende 3D-Rekonstruktionen in axialer, sagittaler und koronarer Ebene. In diesen multiplanaren Rekonstruktionen können die Achsen benutzerdefiniert gelegt werden und so die Lage der Pedikelschrauben aus verschiedenen Winkel begutachtet werden. Die Abbildungen sind Hochkontrastdarstellungen, in denen Dichteunterschiede, wie zum Beispiel die Knorpel-Knochen-Grenze der Wirbelsäule mit ihren Bandscheiben, sehr gut zur Darstellung kommen. Der Untersucher kann sich in den 3D-Rekonstruktionen beliebig in allen Raumebenen bewegen. Zusätzlich dazu stehen ihm Tools wie Distanz- und Winkelmessungen zur qualitativen Auswertung der Datensätze zur Verfügung.

### 8.3. Computertomographie

Postoperativ wurde bei allen Patienten eine standardmäßige Computertomographie des instrumentierten Wirbelsäulenabschnitts mit dem „Spiral-CT-Gerät Aquilion 32“ (Fa. Toshiba Computer Systeme, Neuss, Deutschland) durchgeführt. Die CT-Ergebnisse wurden als „Goldstandard“ für den Vergleich mit den Durchleuchtungsbildserien des 3D-Bildwandlers herangezogen.



Abb. 10: Computertomograph Toshiba Aquilion 32 <sup>[31]</sup>

## 8.4. Messparameter

In den postoperativen CT-Kontrollbildern wurde wie im 3D-Scan die Pedikelschraubenlage erfasst und nach Zdichavsky klassifiziert. Für jede Schraube wurde auch hier die Perforation der Pedikel- und auch der anterioren Korpuskortikalis gemessen und in 3 Gruppen klassifiziert (keine Perforation, 1-2 mm, 3-4 mm). Darüber hinaus wurde beurteilt, ob die mediale oder laterale Wand des Pedikels penetriert wurde. Weiterhin wurde die maximale Breite der instrumentierten Pedikel in mm ausgemessen. Standardmäßig erfassten wir bei allen Computertomographien die abgegebene Strahlung als Dosislängenprodukt in mGy cm.

## 8.5. Klassifikation der Pedikelschraubenposition

In den axialen Rekonstruktionen beider bildgebender Verfahren wurden die Positionen der Pedikelschrauben unter Anwendung der Klassifikation von Zdichavsky et al. bestimmt <sup>[97]</sup>. Es erfolgte eine Unterteilung in 6 mögliche Lagen.

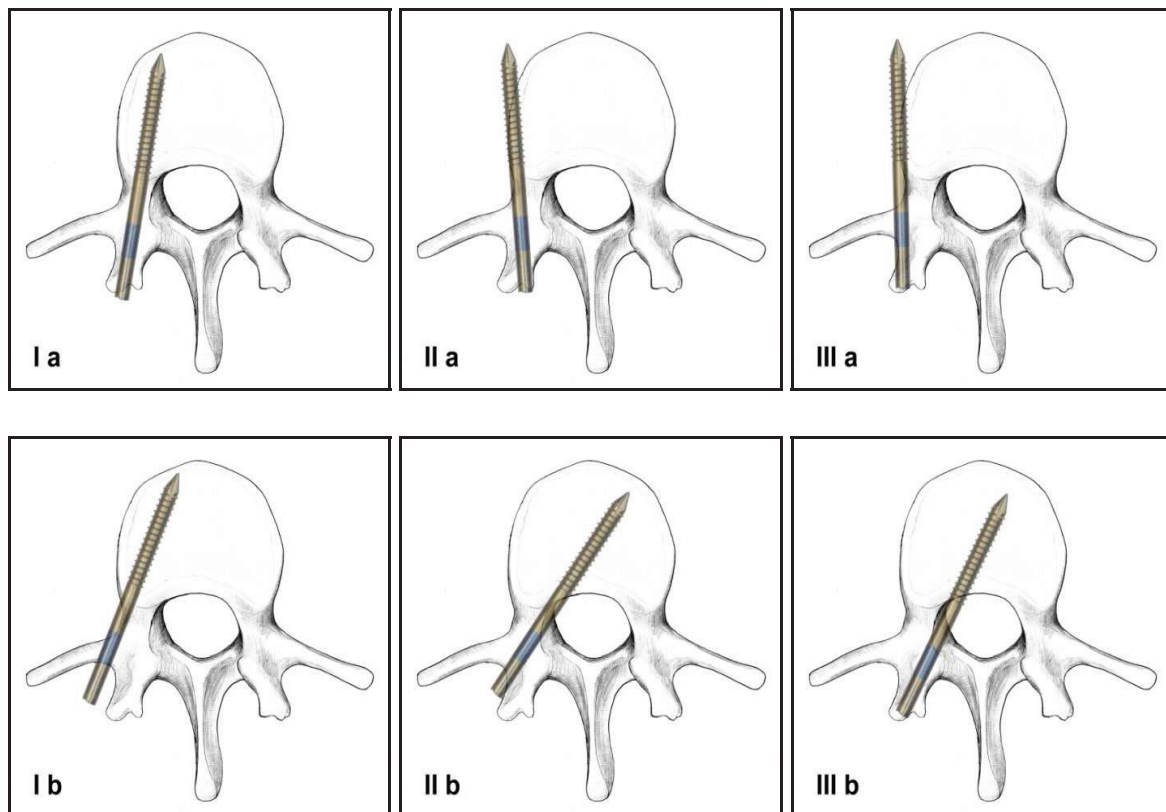


Abb. 11: Klassifikation der Pedikelschraubenlage nach Zdichavsky et al. <sup>[97]</sup>

Diese Klassifikation wird definiert durch die Lage der Pedikelschraube und den Pedikelschraubendurchmesser in Bezug auf Pedikel und Korpus.

Während eine I a Lage einer optimal positionierten Pedikelschraube entspricht und somit eine gute mechanische Stabilität des Fixateurs bietet, liegt eine als III a klassifizierte Schraube zum großen Teil außerhalb des Wirbelkörpers. Durch die fehlende Verankerung ist keine Stabilität des Fixateurs gewährleistet. Eine als III b klassifizierte Schraubenlage liegt zu mehr als 50% ihres Durchmessers im Spinalkanal, aufgrund dessen im Bereich der oberen BWS zu 88,2% mit dem Auftreten von neurologischen Symptomen zu rechnen ist <sup>[98]</sup>.

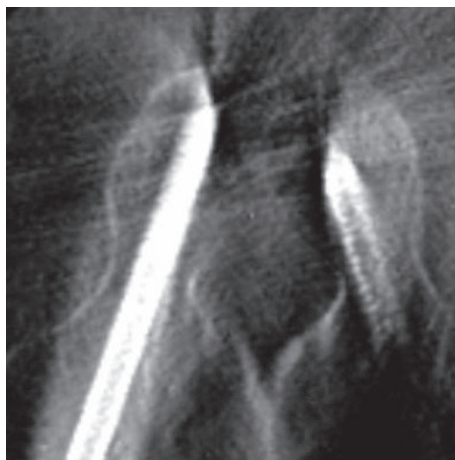
Insbesondere bei den Lagetypen III a und III b ist eine Revisionsoperation angeraten. Weitere Erläuterungen zu den Lagetypen bietet folgende Tabelle (PS: Pedikelschraube, PSD: Pedikelschraubendurchmesser):

Lagetypen	Merkmale der Pedikelschraubenklassifikation
I a	$\geq$ Hälfte des PSD innerhalb des Pedikels <i>und</i> $\geq$ Hälfte des PSD innerhalb des Wirbelkörpers
I b	$\geq$ Hälfte des PSD lateral außerhalb des Pedikels <i>und</i> $\geq$ Hälfte des PSD innerhalb des Wirbelkörpers
II a	$\geq$ Hälfte des PSD innerhalb des Pedikels <i>und</i> $\geq$ Hälfte des PSD lateral außerhalb des Wirbelkörpers
II b	$\geq$ Hälfte des PSD innerhalb des Pedikels <i>und</i> Spitze der PS überschreitet Mittellinie des Wirbelkörpers
III a	$\geq$ Hälfte des PSD lateral außerhalb des Pedikels <i>und</i> $\geq$ Hälfte des PSD lateral außerhalb des Wirbelkörpers
III b	$\geq$ Hälfte des PSD medial außerhalb des Pedikels <i>und</i> Spitze der PS überschreitet Mittellinie des Wirbelkörpers

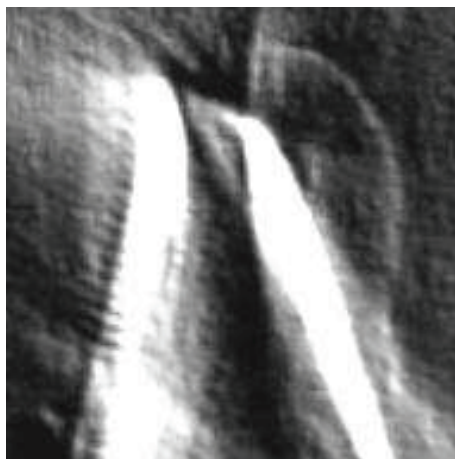
**Tabelle 1: Einteilung der Pedikelschrauben anhand ihrer Lagemerkmale nach Zdichavsky <sup>[97]</sup>**

## 8.6. Klassifikation der Abbildungsqualität

Die Bildqualität der 3D-Scans wurde, bezogen auf jede Schraube, als gut, mäßig oder schlecht klassifiziert. Bei guter Abbildungsqualität sind beide Kortikales des Pedikels dargestellt und somit beurteilbar (Abb.12). Bei mäßiger Qualität ist dagegen nur eine der Kortikales, medial oder lateral, im 3D-Scan darstellbar (Abb.13), während bei schlechter Abbildungsqualität keine der beiden Pedikelwände darstellbar ist (Abb.14).



**Abb. 12: gute Bildqualität eines BWK 11 im 3D-Scan**



**Abb. 13: mäßige Bildqualität eines LWK 1 im 3D-Scan. Zentrierung auf den linken Pedikel, laterale Pedikelkortikalis einsehbar, mediale Kortikalis nicht abgrenzbar. Typ II b Lage.**

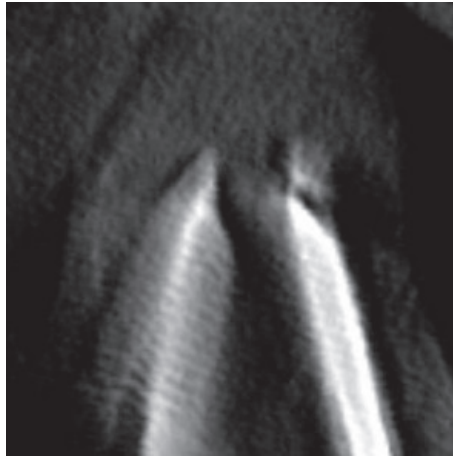


Abb. 14: schlechte Bildqualität eines BWK 12 im 3D-Scan

## 8.7. Klassifikation des Body Mass Index

Es wurde der Body Mass Index (BMI) jedes Patienten gemäß den Empfehlungen der WHO bestimmt und die Patienten in 3 Gruppen eingeteilt. Patienten mit einem BMI von  $<20 \text{ kg/m}^2$  haben wir als untergewichtig klassifiziert (Gruppe 1), von  $20\text{-}25 \text{ kg/m}^2$  als normalgewichtig (Gruppe 2) und Patienten mit einem Body Mass Index  $>25 \text{ kg/m}^2$  sind als übergewichtig (Gruppe 3) beurteilt. Da bei adipösen Patienten der Weichteilmantel stärker ausgeprägt ist, nehmen wir an, dass sich dies negativ auf die Abbildungsqualität auswirkt.

## 8.8. Klassifikation des Wirbelsäulenabschnitts

Die thorakolumbale Wirbelsäule wurde ihrem anatomisch-funktionellen Aufbau entsprechend in die Abschnitte BWK 1-10 und BWK 11 - LWK 5 unterteilt. Wir versprechen uns von dieser Einteilung einen Rückschluss der Abbildungsqualität in Korrelation zur Breite der Pedikel, die im thorakalen Segment eher schmal und im Bereich der lumbalen Wirbelsäule breiter angelegt sind.



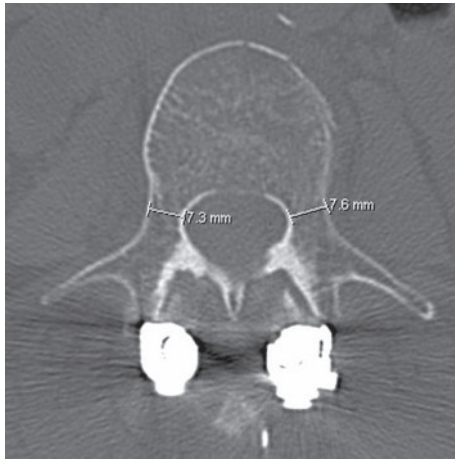


Abb. 15: Messung der Pedikelbreite im CT

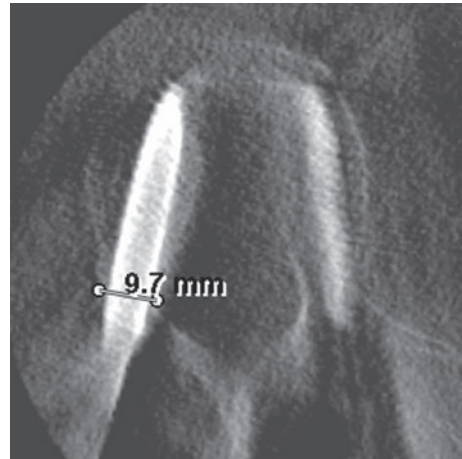


Abb. 16: Messung der Pedikelbreite im 3D-Bildwandler

## 8.9. Statistische Auswertung

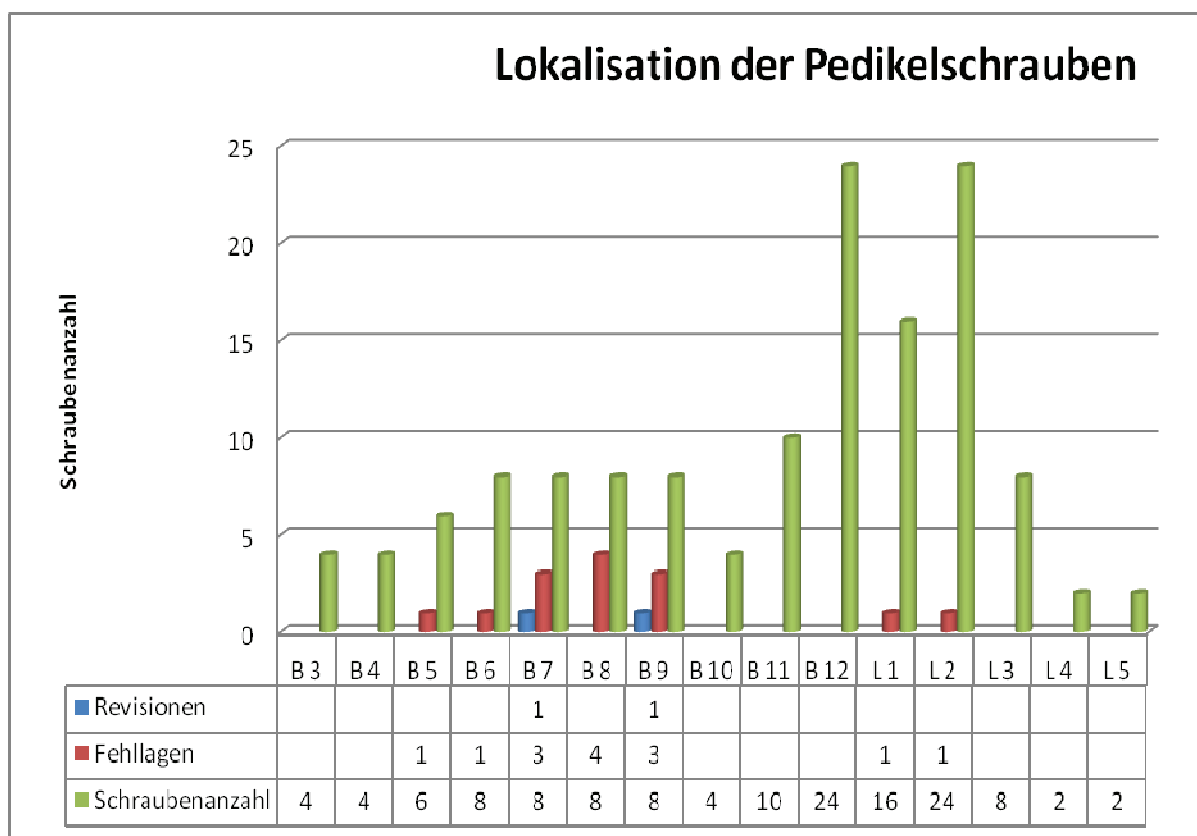
Die Abbildungsqualität der 3D-Scans wurde in Korrelation gesetzt zum Durchmesser der instrumentierten Pedikel, zum Wirbelsäulenabschnitt und zum BMI des Patienten. Die statistischen Berechnungen dazu erfolgten mit dem Softwareprogramm SPSS Version 15.0 (Chicago, USA). Zur statistischen Auswertung wurde der Chi-Quadrat Test nach Pearson genutzt. Ein Wert von  $p < 0,05$  wurde als statistisch signifikant,  $p < 0,01$  als sehr signifikant und  $p < 0,001$  als hoch signifikant angenommen.

## 9. Ergebnisse

### 9.1. CT-Daten

Basierend auf den Ergebnissen des CT konnten wir Vergleiche ziehen, inwieweit eine korrekte Beurteilung der Schraubenlage in Abhängigkeit von der Bildqualität, des instrumentierten Wirbelsäulenabschnitts, der Breite des Pedikelisthmus und des BMI des Patienten durch den 3D-Bildwandler schon intraoperativ valide ist. Als Goldstandard für den Vergleich mit dem 3D-Bildwandler diente das postoperative Standard-CT des instrumentierten Wirbelsäulenabschnitts. Hierzu scannten wir bei allen Patienten unserer Studie mit dem „Toshiba Aquilion 32“ die betreffenden Wirbelsäulenabschnitte. Es konnten alle Schrauben unserer 32 Patienten in guter Bildqualität ausgewertet werden.

Die Verteilung der Pedikelschrauben auf die einzelnen Wirbelkörper und deren Höhenlokalisierung zeigt Tabelle 2.



**Tabelle 2: Verteilung der Schrauben auf die einzelnen Wirbelkörper und Höhenlokalisierung der Schraubenfehllagen sowie der revisionsbedürftigen Schraubenfehllagen**

Es zeigten sich im Computertomogramm 122 korrekte Schraubenlagen der Position I a, 14 Schrauben waren fehlplatziert, wobei sich sowohl laterale als auch mediale Fehlpositionen in jeweils 7 Fällen (laterale Fehllagen: 3x Position I b, 3x Position II a, 1x Position III a; mediale Fehllagen: 6x Position II b, 1x Position III b) fanden. Zwei der Fehllagen, III a und III b, waren revisionsbedürftig.

Es wird deutlich, dass die häufigsten Frakturen im thorakolumbalen Übergang lokalisiert sind und folglich auch hier die meisten Wirbelkörper armiert werden mussten.

Bei 95 Pedikelschrauben war keine Perforation des Pedikels nachweisbar (69,9%). Eine Perforation der medialen Pedikelwand bis 2 mm wiesen 11 Schrauben (8,1%) auf, bis 4 mm bei 6 Schrauben (4,4%). Perforationen der lateralen Pedikelwand gab es in 22 Fällen (16,2%) bis 2 mm Ausdehnung, in 2 Fällen (1,5%) bis 4 mm.

Perforation der Pedikelwand [%]		
Keine		69,9
mediale Wand	1-2 mm	8,1
	3-4 mm	4,4
laterale Wand	1-2 mm	16,2
	3-4 mm	1,5

**Tabelle 3: Häufigkeiten der medialen und lateralen Pedikelwandperforationen**

Eine schraubenbedingte Perforation der anterioren Korpuskortikalis fand sich bei 127 der Schrauben nicht (93,4%). In 8 Fällen (5,9%) kam es zu einer Überschreitung der Wirbelkörpergrenze um bis zu 2 mm, in einem weiteren Fall (0,7%) um 3-4 mm.

Perforation der anterioren Korpuskortikalis [%]	
Keine	93,4
1-2 mm	5,9
3-4 mm	0,7

**Tabelle 4: Häufigkeiten der Perforation der anterioren Korpuskortikalis**

## 9.2. 3D-Bildwandler

Durch gerätetechnische Probleme in der Anfangszeit der Studie lieferte der Scan bei 2 Patienten keine Bildrekonstruktion bzw. es kam zum Scanabbruch. Insgesamt konnten wir 32 Scans mit 136 Schraubenlagen beurteilen, 2 Schrauben wurden aus der Studie ausgeschlossen nachdem sie intraoperativ nach dem 3D-Scan umplatziert wurden.

### 9.2.1. Pedikelschraubenpositionen im 3D-Scan

Anhand der Bildwandlerrekonstruktionen konnten 121 von 122 korrekten Lagen richtig (richtig negativ) eingeschätzt werden. 9 von 12 Fehllagen konnten richtig klassifiziert werden (richtig positiv). 1 laterale Fehllage (II a) wurde im 3D-Scan als korrekte Lage bewertet (falsch negativ). Eine korrekte Lage wurde als moderate laterale Fehllagen fehlinterpretiert (falsch positiv). Zwei Fehlpositionen wurden als solche richtig erkannt, aber in ihrer Ausdehnung unterschätzt (falsch positiv).

Somit beträgt für die angewandte Klassifikation die Sensitivität des 3D-Scans 90,0%, die Spezifität der Bildverstärkeruntersuchung beträgt 97,6%. Die Lage der Pedikelschrauben wurde durch intraoperativen 3D-Scan in 97,1% (132/136) der Fälle korrekt erkannt. 4 Schrauben wurden fehlerhaft klassifiziert (2,9%). 3 der fehlerhaft klassifizierten Schrauben lagen im thorakalen Abschnitt (BWK 1-10).

Einen Überblick über die Häufigkeiten der korrekt klassifizierten Schraubenlagen im CT und 3D-Scan gibt Tabelle 5.

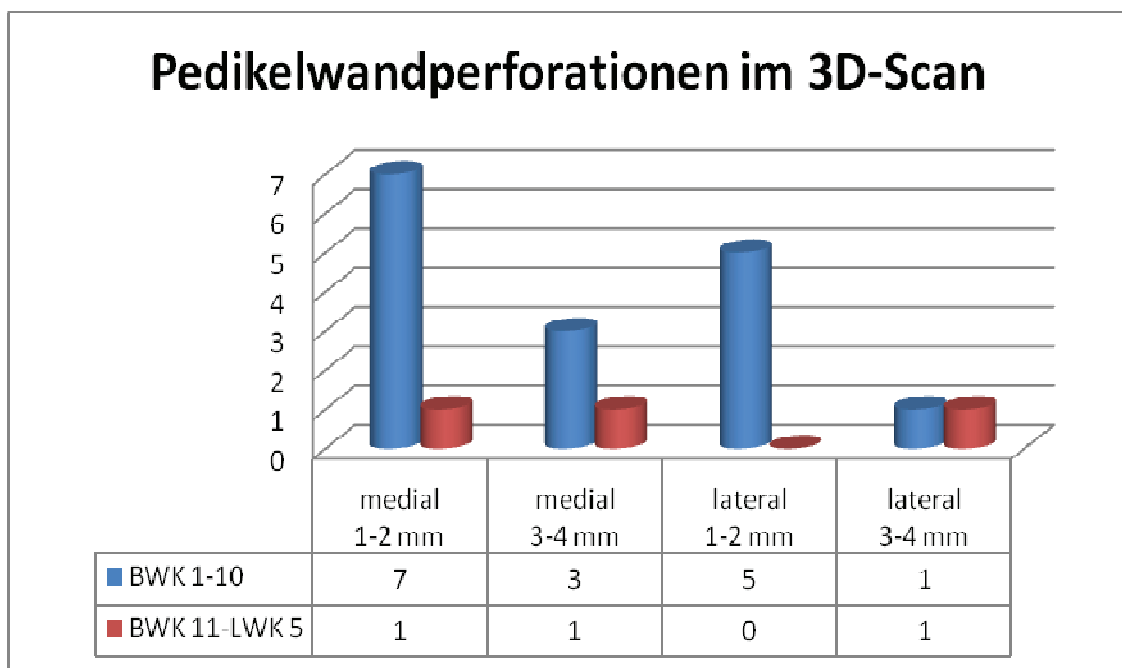
Schraube	Lage	CT	3D
korrekte Lage	I a	122	121
laterale Fehllage	I b	3	3
	II a	3	2
	III a	1	1
mediale Fehllage	II b	6	5
	III b	1	0
	Gesamt	136	132

**Tabelle 5: Häufigkeiten der CT-definierten Schraubenpositionen und der durch 3D-Scan korrekt (richtig negativ) klassifizierten Pedikelschrauben**

## 9.2.2. Pedikelwandperforationen im 3D-Scan

Während im CT 95 Schrauben keine Perforation der Pedikelwand zeigten, 33 Schrauben den Pedikel medial- oder lateralseitig um 1-2 mm perforierten und 8 Schrauben um 3-4 mm perforierten, wurden im 3D-Scan 85 Schrauben ohne Perforation richtig erkannt (richtig negativ). Weiterhin konnten 19 Perforationen korrekt abgebildet werden (richtig positiv), von denen 8 mit 1-2 mm medial, 4 mit 3-4 mm medial und 5 mit 1-2 mm lateral sowie 2 mit 3-4 mm lateral auftraten. 20 Schrauben, die Pedikelwandperforationen zwischen 1-2 mm zeigten, wurden im 3D-Scan nicht erkannt (falsch negativ). 12 Schrauben ohne Pedikelwandperforation wurden als 1-2 mm Fehllage klassifiziert (falsch positiv).

Alle Fehllagen zwischen 3-4 mm wurden durch den 3D-Scan richtig eingestuft. Bezogen auf die Pedikelperforation in 2 mm Schritten beträgt die Sensitivität des 3D-Scans 48,7% und die Spezifität 87,6%.



**Tabelle 6: Im 3D-Scan richtig positiv erkannte Pedikelwandperforationen definiert nach Wirbelsäulenabschnitt**

Es sind 85,7% der als richtig positiv erkannten Pedikelwandperforationen mit 1-2 mm Ausdehnung nach medial im Bereich der thorakalen Wirbelsäule aufgetreten, wohingegen nur 14,3 % dieser Perforationen an der unteren BWS bzw. LWS lokalisiert waren.

Ebenso verhält es sich mit den Perforationen der Pedikelwand nach lateral. Hier befinden sich alle Schrauben mit einer Perforation von bis zu 2 mm im Bereich der BWK 1-10.

Schraubenfehlagen mit einer Ausdehnung von 3-4 mm nach medial fanden sich zu 75% thorakal; nach lateral trat sowohl im Bereich von BWK 1-10 als auch im lumbalen Abschnitt der Wirbelsäule jeweils nur 1 Fall mit einer Perforation von 3-4 mm auf.

### **9.2.3. Perforation der Korpuskortikalis im 3D-Scan**

Eine schraubenbedingte Perforation der anterioren Korpuskortikalis fand sich in der Computertomographie bei 9 (6,6%) der 136 eingebrachten Pedikelschrauben. Alle übrigen 127 Schrauben tolerierten die Wirbelkörpergrenzen.

Im 3D-Scan wurden 126 von 127 Positionen ohne Perforation erkannt (richtig negativ), 7 von 9 Kortikalisperforationen wurden durch den 3D-Scan korrekt identifiziert (richtig positiv). 2 Perforationen wurden nicht erkannt (falsch negativ), eine korrekte Lage wurde als moderate Penetration fehlinterpretiert (falsch positiv).

In Bezug auf den Parameter Kortikalisperforation beträgt die Sensitivität 77,8%, die Spezifität erreicht 99,2%. 119 Schrauben wurden richtig klassifiziert (97,5%), während es zu 3 Fehleinschätzungen (2,5%) kam.

## 9.2.4. Abbildungsqualität des 3D-Scans

Die Abbildungsqualität von 70 Schrauben im 3D-Scan wurde als gut bewertet (Abb. 17a), von 62 Schrauben als mäßig (Abb. 17c) und von 4 Schrauben als schlecht (Abb.17e).

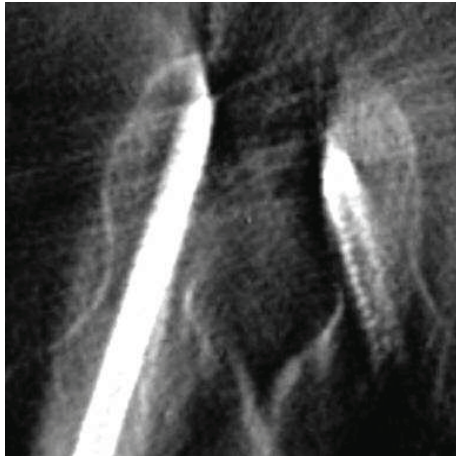


Abb. 17a:

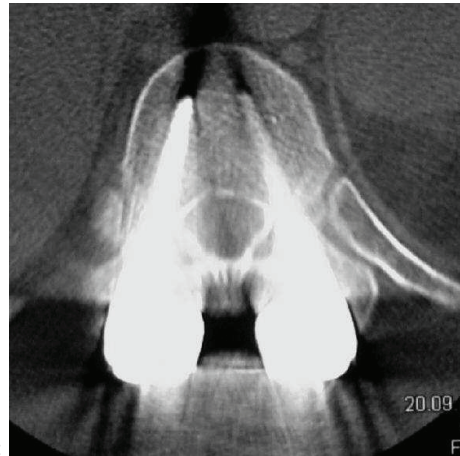


Abb. 17b:

Abb. 17a: 3D-Scan eines BWK 11 in I a Lage und guter Qualität. Auf Höhe beider Pedikelschrauben sind mediale und laterale Pedikeltortikales beidseits sicher abgrenzbar.

Abb. 17b: Das postoperative CT-Bild in ähnlicher Abbildungsqualität mit Artefaktphänomen durch Verbindungsbacken und Längsgestänge.

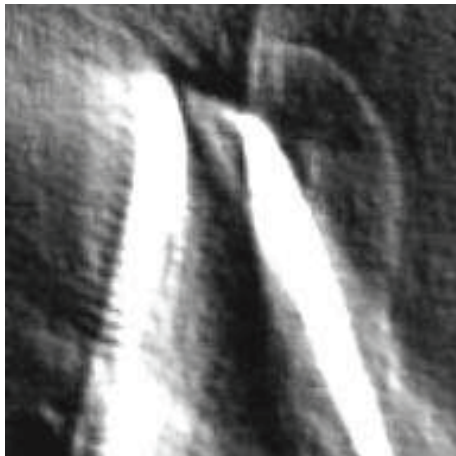


Abb.17c:

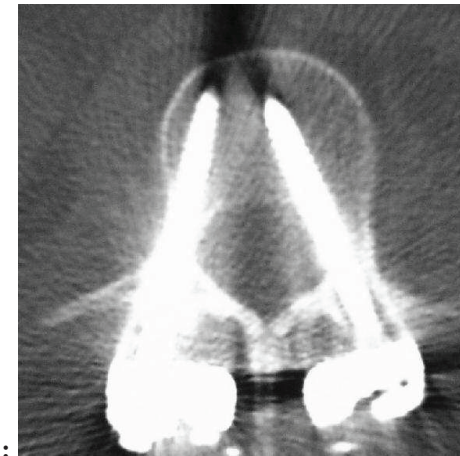


Abb. 17d:

Abb. 17c: 3D-Scan eines LWK 1 in mäßiger Qualität, Bildzentrierung auf den linken Pedikel. II b-Lage der linken Pedikelschraube, die Spitze der Schraube kreuzt die Wirbelkörpermitte. Die gesamte mediale Pedikeltortikalis und die Spinalkanalgrenzen sind nicht sicher abgrenzbar.

Abb. 17d: Zum Vergleich das qualitativ bessere postoperative CT-Bild des LWK 1.

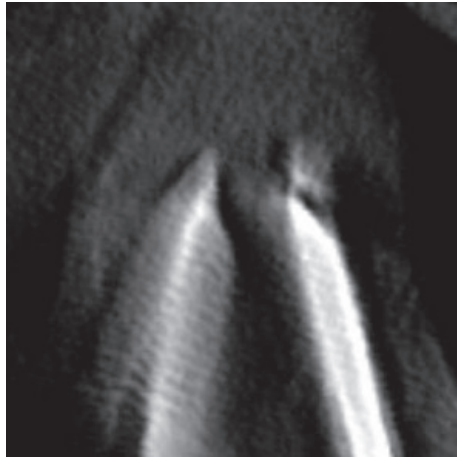


Abb. 17e:

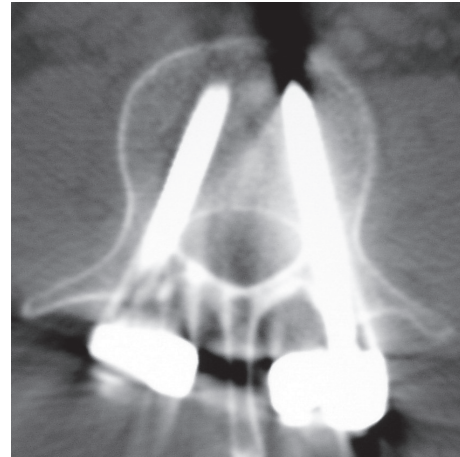


Abb. 17f:

Abb. 17e: 3D-Scan eines LWK 2 in schlechter Abbildungsqualität. Weder die mediale noch laterale Pedikelkortikalis ist abgrenzbar.

Abb. 17f: Im Vergleich dazu das qualitativ wesentlich bessere CT-Bild, das eine I a- Lage bestätigt.

Bei den als qualitativ gut eingestuften Schraubenabbildungen ergab sich eine hundertprozentige Übereinstimmung (70/70 Schrauben) mit den Ergebnissen der CT-Auswertung. Bei den qualitativ mäßigen Pedikelschrauben ergab sich eine Übereinstimmung von 95,2% (59/62 Schrauben).

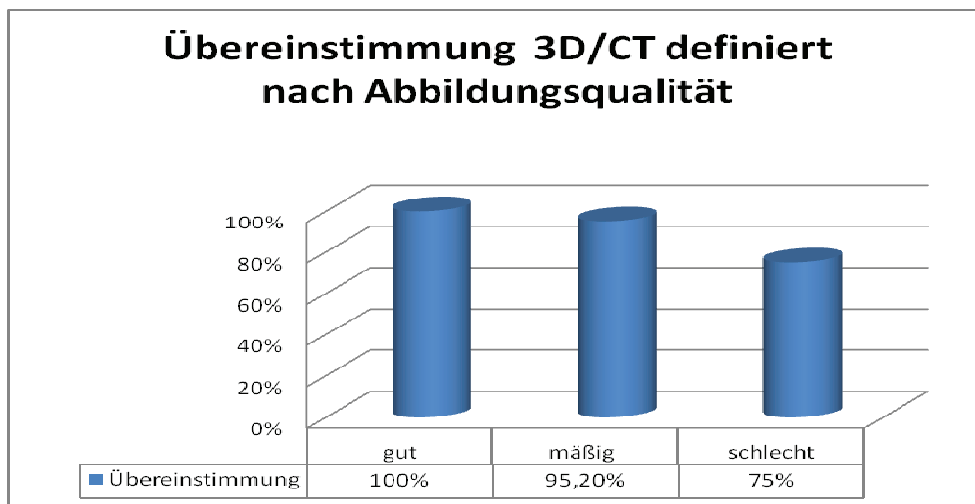


Tabelle 7: Übereinstimmung der Pedikelschraubenposition im 3D-Scan und CT definiert nach Abbildungsqualität

Aufgrund der sehr geringen Fallzahl der als schlecht eingestuften Schraubenlagen, kann man das Ergebnis der Übereinstimmung von 75% (3/4 Schrauben) nicht als verallgemeinerbar betrachten. Die Schrauben der Gruppe „schlecht“ werden im Weiteren bei den statistischen Berechnungen wegen der erwähnten geringen Fallzahl (1 Scan) vernachlässigt.



## 9.2.5. Korrelation von Abbildungsqualität und Frakturhöhe

Betrachtet man die Abbildungsqualität in den entsprechend klassifizierten Wirbelsäulenabschnitten (BWK1-10 und BWK11-LWK5), so zeigt sich hier ein hoch signifikanter Unterschied ( $p=0,001$ ). Während im thorakalen Bereich nur 32,0% (16/50) aller Pedikelschrauben in guter Qualität abgebildet waren, war dies in der lumbalen Wirbelsäule schon bei 62,8% (54/86) der Fall.

Ein ebenso deutlicher Unterschied zeigt sich bei den Schrauben mit mäßiger Abbildungsqualität. Hier lieferten die 3D-Scans der oberen BWS zu 68,0% (34/50) mäßige Ergebnisse, während es im Lumbalbereich nur 32,6% (28/86) waren.

## 9.2.6. Korrelation von Abbildungsqualität und Pedikelbreite

Auch das Verhältnis der Breite der gescannten Pedikel zur Abbildungsqualität zeigt eine sehr signifikante Korrelation ( $p=0,004$ ). Die Güte der Abbildungsqualität steigt mit zunehmendem Pedikeldurchmesser stetig an. Relativ schmale Pedikel von 3-4 mm bieten nur zu 30,8% (8/26) eine gute Abbildungsqualität, während 7-8 mm breite Pedikel bereits zu 63,0% (34/54) eine gute Bildqualität liefern. Ab einem Pedikeldurchmesser von 11-14 mm gibt es in unserer Untersuchung zu 100% (6/6) gute Abbildungsergebnisse.

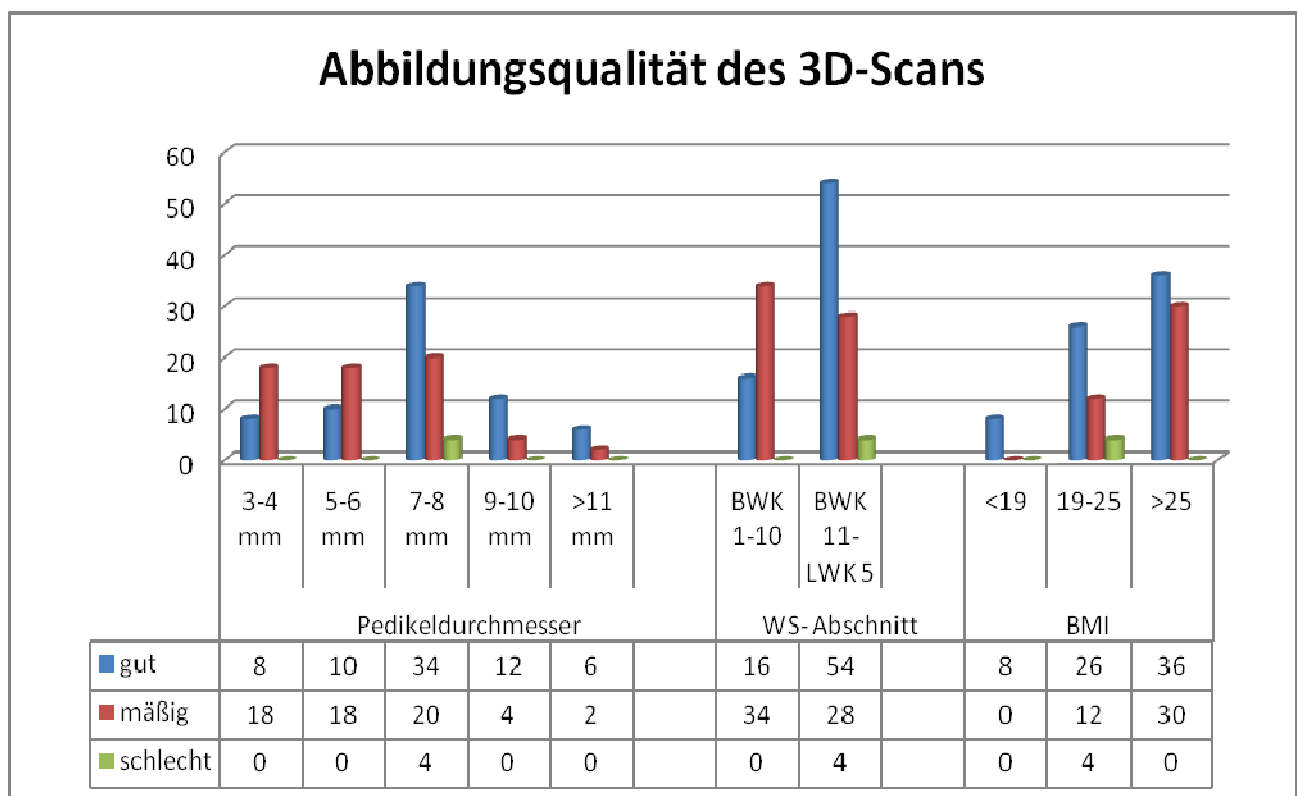
Umgekehrt können wir bei den schmalen Durchmessern (3-4mm) der Pedikel den höchsten Grad an mäßigen Bildqualitäten beschreiben (69,2% bzw. 18/26). Mit zunehmender Breite sinkt die Anzahl der mäßigen Bilder auf 0% (0/6) bei einem Pedikel von 11-14 mm Breite.

Abbildungsqualität [%]	Pedikelbreite 3-4 mm	Pedikelbreite 5-6 mm	Pedikelbreite 7-8 mm	Pedikelbreite 9-10 mm	Pedikelbreite 11-14 mm
Gut	30,8	35,7	63,0	75,0	100
Mäßig	69,2	64,3	37,0	25,0	0

Tabelle 8: Abbildungsqualität in Abhängigkeit von der Pedikelbreite

## 9.2.7. Korrelation von Abbildungsqualität und BMI

Im Hinblick auf den Zusammenhang zwischen dem BMI und dessen Auswirkungen auf den BMI konnten wir feststellen, dass sich ein hoher BMI, in unserer Einteilung Gruppe 3 mit  $\text{BMI} > 25 \text{ kg/m}^2$ , negativ auf die Bildqualität auswirkt. Die Gruppe der übergewichtigen Patienten macht in unserer Studie mit 86 Fällen die größte Gruppe aus. Zu 80,6% (50/86) lieferten die 3D-Scans dieser Patientengruppe nur mäßige Abbildungsqualitäten, während es bei unserem normalgewichtigen Patientengut der Gruppe 2 nur zu 28,6% (12/42) zu einer mäßigen Bilddarstellung kam. Hier überwogen gute Abbildungsqualitäten mit 61,0% (26/42) unserer Fälle. Mit 8 Fällen traten Scans bei Untergewichtigen ( $\text{BMI} \leq 19$ ) am seltensten auf, lieferten aber zu 100% (8/8) gute Abbildungsqualitäten. Es ist also auch bei der Korrelation von Abbildungsqualität und BMI ein hoch signifikanter Zusammenhang ( $p=0,001$ ) nachweisbar.



**Tabelle 9: Korrelation der Abbildungsqualität des 3D-Scans zum Pedikeldurchmesser, Wirbelsäulenabschnitt und BMI**

In Tabelle 9 wird deutlich, dass die Abbildungsqualität des 3D-Scans signifikant beeinflusst wird von der Breite des gescannten Pedikels ( $p=0,004$ ), vom BMI des Probanden ( $p=0,001$ ) sowie vom gescannten Wirbelsäulenabschnitt ( $p=0,001$ ). Somit lassen breite Pedikel, der Wirbelsäulenabschnitt BWK 11-LWK 5 und ein geringer BMI eine gute Abbildungsqualität erwarten.

### **9.2.8. Strahlendosis des 3D-Scans**

Entsprechend den Angaben am 3D-Bildwandlers haben wir das Dosis-Flächen-Produkt (DFP) der einzelnen Scans in  $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$  festgehalten und ausgewertet. Die durchschnittlich applizierte Dosis während des Scans betrug  $1035,0 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$  (range  $228,6\text{-}2370,4 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ ).

Aufgeteilt nach den beiden Wirbelsäulenabschnitten ergibt sich ein Median von  $934,7 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$  (range  $228,6\text{-}1815,9 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ ) mit einer Standardabweichung von  $441,7$  für den Bereich BWK 1-10. Für den Abschnitt BWK 11-LKW 5 lag der Median bei  $1083,5 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$  (range  $398,2\text{-}2370,4 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ ) mit einer Standardabweichung von  $524,1$ .

Die durchschnittliche Dauer des gesamten Scanvorgangs betrug  $9,6 \text{ min}$  (range  $7\text{-}18 \text{ min}$ ), die reine Durchleuchtungszeit des 3D-Scans betrug  $120 \text{ Sekunden}$  (range  $102\text{-}152 \text{ sec}$ ).

Wiederum kann man einen sehr signifikanten Zusammenhang ( $p=0,016$ ) zwischen dem BMI des Probanden und der verabreichten Dosis erkennen. Während untergewichtige Patienten im Mittel einer Dosis von  $\text{DFP}=408,9 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$  ausgesetzt waren, benötigten wir für normalgewichtige Patienten im Mittel ein DFP von  $887,8 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ . Eine noch höhere Dosis musste bei Patienten der Gruppe 3, den Adipösen, angewandt werden, nämlich im Mittel  $1243,6 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ . Dies bestätigt unsere ursprüngliche Annahme, dass mit stärkerem umgebenden Weichteilmantel eine deutlich höhere Dosis verabreicht werden muss.

## 10. Diskussion

Der Einsatz von fahrbaren C-Bogen-Bildwandern ist ein seit Jahrzehnten etabliertes Verfahren zur intraoperativen Qualitätskontrolle in der Orthopädie und Unfallchirurgie. Nicht nur intraartikuläre Pathologien, Schädel- und Beckenknochen, sondern auch die Wirbelsäule sind aufgrund ihrer komplexen Anatomie mittels Standarddurchleuchtung nicht ausreichend zu beurteilen. Diese bedürfen zur Klärung detaillierter Fragestellungen häufig einer computertomographischen Diagnostik. Der Betrieb von in den OP-Bereich integrierten CT-Geräten ist mit hohem Kosten- und Logistikaufwand verbunden und daher kaum praktikabel. Durch die Standard-Röntgenaufnahmen der Wirbelsäule in 2 Ebenen und auch durch die intraoperative Durchleuchtung können die Pedikelschrauben weder in ihrer Lage noch in der Länge ausreichend sicher beurteilt werden. Hier zeigt sich im Vergleich mit postoperativen CT-Aufnahmen, dass nur 47% der Schraubenlagen korrekt beurteilt wurden <sup>[10, 12]</sup>.

Mit der Entwicklung von Bildwandlern, welche aus einem isozentrisch akquirierten Bilddatensatz zwei- und dreidimensionale Rekonstruktionen erlauben, steht ein Verfahren zur Verfügung, das möglicherweise diese Lücke schließen kann. Erste Studien an Leichenpräparaten und am Hochkontrastphantom zu Anfang des Jahrtausends zeigten eine gute diagnostische Qualität des 3-D-Scans an peripheren Gelenken und eine ausreichende Bildqualität an großen Gelenken und am Stammskelett <sup>[72]</sup>. In den folgenden Jahren befassten sich zahlreiche Publikationen mit dem Einsatz von 3-D-Bildwandlern in Kombination mit Navigationssystemen <sup>[25, 62, 87]</sup>.

Hingegen existieren aber kaum Studien, die den diagnostischen Wert des intraoperativen Einsatzes von 3-D-Bildwandlern in der Wirbelsäulenchirurgie untersuchen. Deinsberger et al. führten bei sieben Patienten nach ventraler ossärer Dekompression des zervikalen Spinalkanals einen intraoperativen 3-D-Scan mit dem „Siremobil Iso-C 3D“ (Fa. Siemens, Erlangen) durch, um den Erfolg der Dekompression zu kontrollieren <sup>[15]</sup>. Bei einem Patienten (14,3%) erwies sich die Dekompression als unzureichend und musste fortgesetzt werden. In einer anderen Studie führten Baldauf et al. ebenfalls nach ventraler Dekompression an der Halswirbelsäule bei 25 Patienten einen 3-D-Scan mit dem „Siremobil Iso-C 3D“ (Fa. Siemens, Erlangen) durch <sup>[3]</sup>. Konsequenz des Scans war eine Fortsetzung der Operation bei 3 Patienten. Die Qualität des 3-D-Scans konnte die Bildqualität der Computertomographie nicht erreichen, genügte aber, um bei 12,5% der Patienten durch die intraoperative Lagekontrolle

einen Revisionseingriff zu vermeiden. In einer weiteren von Deinsberger et al. durchgeführten Studie wurde an 27 Patienten nach ventraler zervikaler Dekompression und Instrumentierung die Implantatlage mittels intraoperativer 3D-Durchleuchtung überprüft. In allen Fällen wird die Lokalisation der Cages, Platten und Schrauben verlässlich durch den 3D-Scan wiedergegeben. Bei lediglich 2 Patienten wurde eine Fehllage des Cages festgestellt und konnte bereits intraoperativ noch korrigiert werden <sup>[16]</sup>.

Unter gleicher Fragestellung, jedoch nach einseitiger dorsaler Dekompression, setzten Mauer et al. <sup>[60]</sup> das „Iso-C-3D-System“ (Fa. Siemens, Erlangen) bei 10 Patienten mit lumbaler Spinalkanalstenose ein. Alle 10 Untersuchungen wurden als verwertbar eingestuft und führten in 2 Fällen zur Änderung des intraoperativen Vorgehens. Schwachpunkte der Studien von Deinsberger und Mauer sind zum einen die geringen Fallzahlen der 3-D-Scans, wie auch das Fehlen einer postoperativen Ergebnisevaluation durch eine Computertomographie nach spinaler Dekompression.

In 2 weiteren Publikationen berichtet Verlaan über den Vergleich von 3-D-Bilddaten mit Wirbelkörper-Schnittpräparaten <sup>[90, 91]</sup>. An 10 knöchernen Wirbelsäulenpräparaten wurden 20 Berstungsfrakturen produziert, an denen nach dorsaler Aufrichtung durch Fixateur interne und Ballonkyphoplastie mit Kalziumphosphatzement ein 3-D-Scan mit dem „Integris BV5000“ (Fa. Philips Medical Systems, Eindhoven) durchgeführt wurden. In den sagittalen Bildrekonstruktionen wurden diverse Höhen und Winkelverhältnisse des instrumentierten Wirbelsäulenabschnitts vermessen und mit den anatomischen Schnittpräparaten korreliert. Alle Messparameter zeigten eine hohe Übereinstimmung mit geringen Standardabweichungen von -1,1 bis 2,1 mm. Durch diese Studie wurden erstmals Messergebnisse von 3D-Scans mit Messungen am anatomischen Präparat verglichen, die eine hohe Präzision der 3D-Scanmessung nachweisen konnten. Als problematisch stellt sich die Tatsache dar, dass die Untersuchungen an rein knöchernen Wirbelsäulenpräparaten durchgeführt wurden.

Wir konnten zeigen, dass der umgebende Weichteilmantel die Qualität der Bildgebung signifikant beeinflusste, so dass die zitierten Studienergebnisse in Bezug auf den klinischen Einsatz nur eingeschränkt verwertbar sind.

Unter der Fragestellung, ob Pedikelverletzungen durch Schrauben im Bereich der thorakalen und lumbalen Wirbelsäule mit der 3D-BV-Untersuchung aufgedeckt werden können, platzierten Wang et al. 216 transpedikuläre Schrauben von BWK 1 bis zum 1. Sakralwirbel an

6 humanen Leichenwirbelsäulen <sup>[92]</sup>. Es wurden 3D-Scans, CT-Scans und als Goldstandard die visuelle Kontrolle an den armierten Wirbelkörpern durchgeführt. Pedikelperforationen durch Schrauben wurden in Millimeter gemessen und in 4 Gruppen unterteilt. Die Sensitivität aller 3D-Scans betrug 71,6%, die Spezifität 78,9%. Mit Zunahme der Fehllage in Millimeter stieg auch die Sensitivität an. Es wurden humane Leichenwirbelsäulen ohne umgebende Weichteile gescannt, welche die Bildqualität negativ beeinflussen können. Dies erklärt den Unterschied zu unseren Ergebnissen, die bei der Messung der Pedikelperforation in Millimeter nur eine Sensitivität von 48,7% bei einer Spezifität von 87,6% erreichten. Bestätigt werden konnte unsere Annahme, dass mit einer Zunahme der Fehllage die Sensitivität des Scans steigt.

Die Angabe von Pedikelperforationen in Millimeter ist wichtig beim Vergleich verschiedener bildgebender Verfahren und bei der Beurteilung der Exaktheit der Implantationsmethode (manuell, BV-gestützt, navigiert). Intraoperativ ist eine Messung in Millimeter-Schritten aber nicht praktikabel und zielführend. Aufgrund der anatomischen Gegebenheiten ist im Bereich der mittleren Brustwirbelsäule der durchschnittliche Pedikeldurchmesser mit unter 4 mm relativ schmal <sup>[11]</sup>, was eine zwangsläufige Perforation der Pedikelmwände selbst durch Schrauben mit kleinstem Durchmesser (4 mm) nach sich zieht, aber ohne klinische Konsequenz bleibt. Das Mißverhältnis von Schraubendurchmesser und Pedikelbreite führt dazu, dass glücklicherweise meist die laterale Pedikelmwand zu erst perforiert, weil die kortikale Wand des Pedikels unterschiedlich dick ist, wobei die mediale Begrenzung bei allen Bogenwurzeln 2-3 mal stärker ist als die laterale Wand <sup>[48]</sup>.

Zur Beurteilung der Pedikelschraubenlage bedarf es im OP-Ablauf einer übersichtlichen, gut anwendbaren und relevanten Klassifikation. Wir haben aus diesem Grund die Klassifikation von Zdichavsky et al. (Abb. 11), welche die Lage der Schraube in Projektion auf Pedikel und Korpus beurteilt, verwandt <sup>[97]</sup>. Sie erlaubt die Abgrenzung einer korrekten Lage von drei moderaten und zwei revisionsbedürftigen (III a/b) Fehllagen. Ebenso wird sie durch die Berücksichtigung der Pedikel- und Schraubendicke sowohl den anatomischen Verhältnissen der Brust- als auch der Lendenwirbelsäule gerecht.

Mediale Fehllagen im lumbalen Bereich führen erst ab 5-6 mm Überstand zu neurologischen Affektionen, so dass eine II b Position einer 7 mm Schraube durchaus tolerabel, während eine III b Position revisionsbedürftig ist <sup>[14]</sup>. Entsprechend der Anatomie führen mediale Fehllagen

mit Abscherung in den Spinalkanal natürlich häufiger zum Auftreten von neurologischen Defiziten als dies bei Schraubenfehllagen nach lateral der Fall ist.

Laterale Fehllagen hingegen können sich eher auf die Stabilität auswirken, aber auch zu Verletzungen benachbarter intrathorakaler und retroperitonealer Strukturen führen [38, 68]. Die Position III a ist sowohl thorakal als auch lumbal revisionsbedürftig, da keine ausreichende Stabilität von dieser Schraube zu erwarten ist. Insgesamt werden die Komplikationsraten im lumbosakralen Wirbelsäulenbereich nach dorsaler Instrumentation in großen Serien mit 2,8 % angegeben [55].

Im thorakalen Bereich sind Fehlplatzierungsraten, definiert als Perforation der Pedikelwand durch die Schraube, bei konventionellem Vorgehen zwischen 31,9 - 38,5% und bei CT-basierter Navigation von 17,5% - 31,0% zu erwarten [62, 81, 83]. Die Rate an revisionsbedürftigen Schrauben beträgt in diesem Bereich etwa 5% [97]. Auch unsere Zahlen verdeutlichen, dass die Gefahr einer Pedikelperforation und einer suboptimalen Schraubenlage in thorakalen Bereich von BWK 1-10 am höchsten ist.

In Tabelle 10 wird die Verteilung der Schrauben sowie die durchschnittliche Pedikelbreite und die Rate der Fehlklassifizierungen durch den 3D-Scan getrennt nach den beiden Wirbelsäulenabschnitten BWK 1-10 und BWK 11-LWK 5 dargestellt.

	Wirbelsäulenabschnitt	
	thorakal BWK 1-10	thorakolumbal BWK 11 - LWK 5
Schraubenanzahl	50	86
durchschnittlicher Pedikeldurchmesser [mm]	4,4	8,2
Fehleinschätzungen von Schrauben	3	1
Fehlerquote [%]	6,0	1,4

**Tabelle 10: Verteilung der Schrauben, durchschnittlicher Pedikeldurchmesser und Fehlklassifikationen von Schrauben durch den 3D-Scan bezogen auf die Wirbelsäulenabschnitte BWK 1-10 und BWK 11-LWK 5**

Bedingt durch die schmale Pedikel- und Korpusanatomie zeigen die Auswertungen der 3D-Scans an der thorakalen Wirbelsäule auch die höchste Fehlerquote mit 6,0%.

Im Hinblick auf die Perforation der anterioren Korpuskortikalis präsentierte sich der 3D-Scan mit einer Quote von 97,5 % korrekten Klassifikationen und nur 3 Fehleinschätzungen (2,5%) als sehr verlässliches Werkzeug. Statistisch erreicht die Einschätzung der Pedikelschraubenlänge und damit die Überschreitung der Kortikalis eine Spezifität von 99,2% und Sensitivität von 77,8%. Es zeigt sich hierbei, dass die Fehleinschätzungen ausschließlich bei Scans mit nur mäßiger Bildqualität auftraten.

Die Annahme, dass die Abbildungsqualität entscheidend ist für die korrekte Wiedergabe der Pedikelschraubenposition bestätigte sich in unserer Studie bereits bei der Lagebestimmung nach Zdichavsky. Im qualitativ als „gut“ bewerteten Scan ergab sich eine hundertprozentige Übereinstimmung mit dem als Goldstandard durchgeführten postoperativen CT.

Auch Schrauben mit einer als „mäßig“ eingeschätzten Abbildungsqualität sind mit einer Übereinstimmung von 95,2% noch sicher in ihrer Lage einzuschätzen.

Anzunehmen war, dass sich in Bildern mit schlechter Qualität die Lage nicht sicher beurteilen lässt, was sich in unserer Studie zwar in der Abnahme der korrekten Schraubenposition bestätigt (75%), allerdings aufgrund der zu geringen Fallzahl nicht statistisch signifikant ist.

Betrachtet man die Abbildungsqualität anhand der klassifizierten Wirbelsäulenabschnitte (BWK1-10 und BWK11-LWK5), so bestätigt sich unsere Hypothese, dass schmale Pedikel der thorakalen Wirbelsäule eine weniger gute Bildqualität erlauben. Dieser Zusammenhang ist statistisch hoch signifikant ( $p=0,001$ ). Im Bereich der lumbalen Wirbelsäule mit ihren breiteren Pedikeln konnten wir in 62,8% der Fälle eine gute Bildqualität erzielen, was ebenfalls unserer Annahme entspricht.

Ein weiterer Punkt unserer Untersuchungen war der Zusammenhang zwischen Abbildungsqualität und Body Mass Index der gescannten Patienten. Vorausgegangene Studien existieren lediglich zur Beurteilung der Bildqualität an rein knöchernen Präparaten<sup>[92]</sup>, was die Aussagekraft für den klinischen Einsatz beschränkt.

Unsere Studie belegt, dass der umgebende Weichteilmantel zwar die Sensitivität und Spezifität der Pedikelschraubenlage im 3D-Scan im Vergleich zu Wang mindert, zeigt allerdings auch, dass ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen Stärke des umgebenden Gewebes und erzielter Bildqualität besteht. Je höher der BMI eines Patienten desto stärker die Abschwächung der Strahlung und schlechter die Bildqualität.

Zu 80,6% lieferten die 3D-Scans der übergewichtigen Patienten nur mäßige Abbildungsqualitäten, während dies bei Normalgewichtigen in nur 28,6% der Fall war.



Hier überwogen mit 61% gute Bildqualitäten. Mit 100% guten Abbildungsqualitäten stützen auch die Scans der untergewichtigen Patienten unsere Theorie, dass sich viel Umgebungsgewebe nachteilig auf die Bildqualität auswirkt und bestätigt dies mit einer hohen Signifikanz ( $p=0,001$ ).

Die Strahlenbelastungen beider Verfahren wurde bisher nur in experimentellen Studien untersucht <sup>[9, 73]</sup>. Da die Strahlenbelastung für den Patienten beim Bildwandler als Dosis-Flächen-Produkt (DFP), bei der Computertomographie aber als Dosis-Längen-Produkt (DLP) angegeben wird, ist eine direkte Vergleichbarkeit der gemessenen Parameter durch die technisch völlig differierende Anwendung der Röntgenstrahlen nicht möglich. Die Computertomographie ist lediglich über die Effektivdosis bezüglich Dosen und Risiken der Strahlenexposition mit anderen bildgebenden Untersuchungsverfahren vergleichbar <sup>[27, 84]</sup>. Untersuchungen am Phantom haben allerdings gezeigt, dass bei einem 3D-Scan die Strahlendosis des Bildwandlers an der LWS deutlich niedriger ausfällt als die Standarddosis einer Spiral-Computertomographie desselben Wirbelsäulenabschnitts <sup>[73, 78]</sup>. Auch Summers beschreibt in seiner Studie an 9 Patienten mit Densfrakturen eine Verringerung der Strahlendosis sowohl für den Chirurgen als auch den Patienten mit Einsatz des 3D-Bildwandlers <sup>[87]</sup>. Untersuchungen am Beckenmodell belegten eine wesentlich geringere Strahlenbelastung von 5 in Folge und auf unterschiedlichen Höhen durchgeführten 3D-Scans des Beckens im Vergleich zu einem kompletten CT-Scan des Beckens <sup>[95]</sup>.

Wir konnten nachweisen, dass ein sehr signifikanter Zusammenhang ( $p=0,016$ ) zwischen dem BMI der Patienten und der verabreichten Dosis besteht. Betrachtet man den normalgewichtigen Patienten als Referenz (DFP=887,8 cGy $\text{cm}^2$ ), zeigt sich, dass der Untergewichtige mit knapp der Hälfte der Strahlendosis auskam (408,9 cGy $\text{cm}^2$ ), während bei adipösen Patienten mit durchschnittlich 1243,6 cGy $\text{cm}^2$  ein Drittel mehr Strahlendosis verabreicht werden musste. Dies bestätigt die Theorie, dass ein stärkerer Weichteilmantel sich nicht nur negativ auf die Bildqualität auswirkt, sondern auch eine deutlich höhere Strahlendosis erfordert.

## 11. Schlussfolgerungen

Anliegen unserer Studie war es, zu prüfen inwieweit die Lage von Pedikelschrauben der thorakolumbalen Wirbelsäule mittels des „Ziehm Vario 3D-Bildwandlers“ intraoperativ korrekt zu beurteilen ist. Wir konnten zeigen, dass eine korrekte Positionsklassifikation mit hoher Sicherheit im Bereich BWK 11-LWK 5 gelingt.

Mit dem postoperativen CT als „Goldstandard“ haben wir die Abbildungsqualität des Bildwandlers bezüglich der Höhe der instrumentierten Wirbelkörper, der Pedikeldurchmesser und des Body Mass Index überprüft. Zusammenfassend können wir feststellen, dass eine intraoperative Kontrolle der Pedikelschraubenlage mittels „3D-Bildwandler“ insbesondere bei guter Bildqualität der axialen Rekonstruktionen eine korrekte Einschätzung der Pedikelschraubenposition erlaubt.

Sämtliche Methoden der Pedikelschraubenimplantation, ob fluoroskopisch unterstützt, an anatomischen Landmarken orientierend oder navigationsgestützt bergen das Risiko einer Pedikelschraubenfehlage. Mit der diagnostischen Anwendung des 3D-Bildwandlers können zwar keine Schraubenfehlagen verhindert werden, angesichts der bewiesenen Genauigkeit kann aber aufgrund der intraoperativen 3D-Bildgebung eine Schraubenfehlage erkannt und korrigiert werden. Konsekutiv ist dadurch eine Senkung der Revisionsraten zu erwarten.

Es stellte sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Qualität der akquirierten Bilder und des gescannten Wirbelsäulenabschnitts ( $p=0,001$ ), sowie der Pedikelbreite ( $p=0,004$ ) und des BMI ( $p=0,001$ ) heraus. So lassen der Wirbelsäulenabschnitt BWK 11 – LWK 5, breite Pedikel sowie ein geringer BMI eine gute Abbildungsqualität und somit eine reliable Einschätzung der Pedikelschraubenlage erwarten.

Eine postoperative Computertomographie zur Beurteilung dieser Fragestellung ist künftig bei guter Abbildungsqualität des 3D-Scans verzichtbar.

## 12. Quellenverzeichnis

### 12.1. Literatur

- [1] Acikbas SC, Arslan FY, Tuncer MR. The effect of transpedicular screw misplacement on late spinal stability. *Acta Neurochir* 2003; 145: 949-955
- [2] Badke A, Jedrusik P, Feiler M, Dammann F, Claussen CD, Kaps HP, Weise K. CT-basierter Auswertungsscore nach ventraler Spondylodese bei thorakolumbalen Wirbelfrakturen. *Unfallchirurg* 2006; 109: 119-124
- [3] Baldauf J, Müller JU, Fleck S, Hinz P, Chiriac A, Schroeder HW. The value of intraoperative three dimensional fluoroscopy in anterior decompressive surgery of the cervical spine. *Zentralbl Neurochir* 2008; 69: 30-34
- [4] Bastian L, Knop C, Lange U, Blauth M. Transpedikuläre Implantation von Schrauben im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule - Ergebnisse einer Umfrage zur Technik sowie Art und Häufigkeit von Komplikationen, *Orthopäde* 1999; 28: 693-702
- [5] Beck M, Mittlmeier T. Thorakolumbale Frakturen- Operative Versorgung. *Trauma Berufskrankh* 2008; 10: 182-186
- [6] Benninghoff: Spezieller Bewegungsapparat 1, Anatomie, Urban & Schwarzenberg, (1994), ISBN: 3-541-00245-x.
- [7] Benninghoff, Drenckhahn: Anatomie, Band 1, 16. Auflage (2003), Urban & Fischer, ISBN: 3-437-42340-1.
- [8] Berchtold: Verletzungen der Wirbelsäule, 4. Auflage (2001), Chirurgie, Urban & Fischer, ISBN: 3-437-41926-x.
- [9] Berger J, Stuby F, Hoffmann J, Heuschmid M, Buchgeister M Dosimetrie dreidimensionaler bildgebender Verfahren des Beckens in der Unfallchirurgie mit hochempfindlichen Thermolumineszenzdosimetern, 9. DGMP Tagung 2008 in Oldenburg
- [10] Berlemann U, Heini P, Müller U, Stoupis C, Schwarzenbach O. Reliability of pedicle screw assessment utilizing plain radiographs versus CT reconstruction. *Eur Spine J* 1997; 6: 406-411

- [11] Berlet GC, Boubez G, Gurr KR, Bailey SI. The USS Pedicle Hook System: A morphometric analysis of its safety in the thoracic spine. *J Spinal Disord* 1999; 12: 234-239
- [12] Bohnsack M, Rühmann O, Gossé F. Radiologische und computertomographische Beurteilung der Pedikelschraubenlage bei lumbalen Spondylodesen. *Z Orthop Unfall* 2001; 139: 26-33
- [13] Böhler J. Konservative Behandlung der Wirbelverletzungen gestern und heute. *Z Orthop* 1992, 130: 445-446
- [14] Castro WH, Halm H, Jerosch J, Malms J, Steinbeck J, Blasius S. Accuracy of Pedicle Screw Placement in Lumbar Vertebrae, *Spine* 1996; 21: 1320-1324
- [15] Deinsberger R, Regatschnig R, Ungersböck K. Intraoperative evaluation of bone decompression in anterior cervical spine surgery by three-dimensional fluoroscopy. *Eur Spine J* 2005; 14: 671-676
- [16] Deinsberger Deinsberger R, Regatschnig R, Ungersböck K, Intraoperative evaluation of implants in anterior cervical spine surgery by three-dimensional fluoroscopy., *J Spinal Disord Tech.* 2005 Jun; 18: 216-8
- [17] Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spine injuries. *Spine* 1983; 8: 817-831
- [18] Duval-Beaupère G, Robin G. Visualization on full spine radiographs of the anatomical connections of the centres of the segmental body mass supported by each vertebra and measured in vivo. *Int. Orthop.* 1987; 11: 261-269
- [19] Ebraheim NA, Klausner T, Xu R, Yeasting RA. Safe Lateral-Mass Screw in the Roy-Camille and Magerl Techniques, *Spine* 1998; 26: 1739-1742
- [20] Euler E, Heining S, Wirth S, Kotsianos D, Mutschler W. 3D-Bildwandler- Erfahrungen zu Aufwand und Benefit. *Trauma Berufskrankh* 2004; 6: 185-190
- [21] Fritsch E, Duchow J, Seil R, Grunwald I, Reith W. Genauigkeit der fluoroskopischen Navigation von Pedikelschrauben. *Orthopäde* 2002; 31: 385-391
- [22] Frost HM. Defining Osteopenias and Osteoporoses: Another View (With Insights From a New Paradigm), *Bone* 1997; 20: 385-391

- [23] George DC, Krag MH, Johnson CC, Van Hal ME, Haugh LD, Grobler LJ. Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pull-out strength from human cadaveric vertebrae, Spine 1991; 16: 181-184
- [24] Gertzbein SD, Robbins SE. Accuracy of pedicular screw placement in vivo. Spine 1990; 15: 11-14
- [25] Grützner PA, Beutler T, Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Nolte LP. Navigation an der Brust- und Wirbelsäule mit dem 3D-Bildwandler. Chirurg 2004; 75: 967-975
- [26] Häring R, Zilich H. Chirurgie des Bewegungsapparates, Lehrbuch Chirurgie, de Gruyter Verlag (1986), ISBN: 3-11-009657-9.
- [27] Hidajat N, Mäurer J. Relationship between physical dose quantities and patient dose in CT. The British Journal of Radiology 1999; 72: 556-561
- [28] Hoellen I. Anerkannte Indikationen zur konservativen Frakturbehandlung. Trauma Berufskrankh, 2004; 6: 589-591
- [29] <http://courses.washington.edu/bonephys/opbmd.html#tz>
- [30] <http://www.osteoporosezentrum.de/osteoporose/folgen.html#wirbeleinbruch>
- [31] <http://www.toshiba-medical.eu>
- [32] <http://www.ziehm.com>
- [33] Hüfner T, Stübiger T, Gössling T, Kendoff D, Geerling J, Krettek C. Kosten- und Nutzenanalyse der intraoperativen 3D-Bildgebung. Unfallchirurg 2007; 10: 14-21
- [34] Jeanneret B et al. Burst-Shear Flexion-Distraktion Injuries of the Lumbar Spine. J Spinal Disord 1993; 6: 473-481
- [35] Jerosch J, Malms J, Castro WH et al. Accuracy of pedicle screws following instrumented dorsal fusion of the lumbar spine. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1992; 130: 479-83
- [36] Kamimura M, Ebara S, Itoh H, Tateiwa Y, Kinoshita T, Takaoka K. Accurate pedicle screw insertion under the control of a computer-assisted image guiding system: laboratory test and clinical study. J Orthop Sci 1999; 4: 197-206

- [37] Kanis JA. Diagnosis of osteoporosis and assessment of fracture risk. *Lancet* 2002; 359: 1929-1936
- [38] Kasten P, Bastian L, Bazak N, Zdichavsky M, Krettek C. Verletzungsgefahr der Aorta durch Fehllage von Pedikelschrauben-eine Kasuistik und Literatursuche. *Akt Traumatol* 2003; 33: 194-196
- [39] Kaye JJ, et al. Thoracic and lumbar spine trauma. *Radiol Clin North Am* 1990; 28: 361-377
- [40] Kim KD, Johnson JP, et a. Image guided thoracic pedicle screw placement; a technical study in cadavers and preliminary clinical experience. *Neurosurg Focus* 2001; 10: 1-5
- [41] Kim KD, Johnson JP, Bloch O, Masciopinto JE. Computer-Assisted Thoracic Pedicle Screw Placement, *Spine* 2001; 26: 360-363
- [42] Kim YJ, Lenke LG, Bridwell KH et al. Free Hand Pedicle Screw Placement in the Thoracic Spine: Is it Safe? *Spine* 2004; 29: 333-342
- [43] Khoo LT, Beisse R, Potulski M, Thoracoscopic-Assisted Treatment Of Thoracic And Lumbar Fractures: A Series of 371 Consecutive Cases. *Neurosurgery* 2002; 51: 104-117
- [44] King D. Internal Fixation for lumbosacral fusion. *J Bone Joint Surg [Am]* 1948; 30: 560-578
- [45] Knop C, Blauth M, Bühren V, et al. Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs- Teil 1: Epidemiologie. *Unfallchirurg* 1999; 102: 924-935
- [46] Knop C, Blauth M, Bühren V, et al. Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs-Teil 2: Operation und röntgenologische Befunde. *Unfallchirurg* 2000; 103: 1032-1047
- [47] Knop C, Blauth M, Bühren V, et al. Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs- Teil 3: Nachuntersuchung. *Unfallchirurg* 2001; 104: 583-600
- [48] Kothe R, et al. Internal architecture of the Thoracic Pedicle. An Anatomic Study. *Spine* 1996; 21: 264-270

- [49] Kotsianos D, et al. 3D-Bildgebung an einem mobilen chirurgischen Bildverstärker (ISO-C-3D). Erste Bildbeispiele zur Frakturdiagnostik an peripheren Gelenken im Vergleich mit Spiral-CT und konventioneller Radiographie. *Unfallchirurg* 2001; 104: 834-838
- [50] Krag MH, et al. Morphometry of the Thoracic and Lumbar Spine Related to Transpedicular Screw Placement for Surgical Spinal Fixation, *Spine* 1988; 13: 27-32
- [51] Laine T, Mäkitalo K, Schlenzka D et al. Accuracy of pedicle screw insertion: a prospective CT study in 30 low back patients. *Eur Spine J* 1997; 6: 402-405.
- [52] Laine T, Lund T, Ylikoski M, Lohikoski J, Schlenzka, D. Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients, *Eur Spine J* 2000; 9: 235-240
- [53] Lekovic GP, Potts EA, Karahalios DG, Hall G. A comparison of two techniques in image-guided thoracic pedicle screw placement: a retrospective study of 37 patients and 277 pedicle screws. *J Neurosurg Spine* 2007; 7: 393-398
- [54] Leslie et al. Effectiveness of BMD for Fracture Prediction, *J Clin Endocrinol Metab*, January 2007, 92: 77–81
- [55] Lonstein JE, Denis F, et al. Complications Associated with Pedicle Screws. *J Bone Joint Surg [Am]* 1999; 81: 1519-1528
- [56] Magerl F, Aebi M, Gertzbein D, Harms J, Nazarin S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J* 1994; 3: 184-201
- [57] Magnus G. Die Behandlung und Begutachtung des Wirbelbruches, *Archiv für orthopädische und Unfallchirurgie* 1930; 29: 277-283
- [58] Maier B, Mazi I. Versorgungsstrategien bei Verletzungen des thorako-lumbalen Übergangs der Wirbelsäule. Bericht über die Unfallmedizinische Tagung in Mainz am 13./14. November 2004. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften e.V., Mainz S. 59-71
- [59] Matschke S. Indikationen zur konservativen Behandlung von Wirbelfrakturen. *Trauma Berufskrankh* 2004; 6: 79-88

- [60] Mauer UM, Kunz U. Intraoperative 3D-Bildgebung zur Kontrolle der selektiven Dekompression bei lumbaler Wirbelkanalstenose. *Orthopäde* 2006; 35: 1258-1260
- [61] McAfee PC, Hansen AY, et al. The Value of Computed Tomography in Thoracolumbar Fractures. *J Bone Joint Surg [Am]* 1983; 65: 461-473
- [62] Mirza SK, Wiggins GC, et al. Accuracy of Thoracic Vertebral Body Screw Placement Using Standard Fluoroscopy, Fluoroscopic Image Guidance, and Computed Tomographic Image Guidance. *Spine* 2003; 28: 402-413
- [63] Mutschler W, Haas NP. *Praxis der Unfallchirurgie*, Thieme (1999), ISBN: 3-13-101151-3
- [64] Pongchaiyakul C, Nguyen ND, Eismann JA, Nguyen TV, Clinical risk indices, prediction of osteoporosis, and prevention of fractures: diagnostic consequences and costs. *Osteoporos Int.* 2005; 16: 1444-1450
- [65] Povacz F. *Geschichte der Unfallchirurgie*. 2. Auflage (2007), Springer Medizin Verlag Heidelberg
- [66] Rao G, Brodke DS, Rondina M, Dailey AT. Comparison of computerized tomography and direct visualization in the thoracic pedicle screw placement. *J Neurosurg* 2002; 97: 223-226
- [67] Reichle E, Sellenschloh K, Morlock M, Eggers C. Einbringung von Pedikelschrauben unter Einsatz unterschiedlicher Unterstützungsverfahren. *Orthopäde* 2002; 31: 368-371
- [68] Reichle E, Morlock M, Sellenschloh K, Eggers C. Zur Definition der Pedikelfehllage. *Orthopäde* 2002; 31: 402-405
- [69] Reinhold M, Knop C, Lange U, et al. Nichtoperative Behandlung von Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule. Klinische Spätergebnisse nach 16 Jahren. *Unfallchirurg* 2003; 106: 566-576
- [70] Reinhold M, Knop C, Lange U, et al. Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Unfallchirurg* 2009; 112: 33-45
- [71] Reinhold M, Knop C, Lange U, et al. Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Unfallchirurg* 2009; 112: 294-316



- [72] Rock C, Linsenmaier U, Brandl R, Kotsianos D, et al. Vorstellung eines neuen mobilen C-Bogen-/CT-Kombinationsgerät (ISO-C-3D). *Unfallchirurg* 2001; 104: 827-833
- [73] Rock C, Kotsianos D, Linsenmaier U, Fischer T. Untersuchung zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm und Gliedmaßenskelett mit einem neuen dezidierten CT-System (ISO-C-3D). *Fortschr Röntgenstr* 2002; 174: 170-176
- [74] Routh RH. The relationship between bone mineral density and biomechanics in patients with osteoporosis and scoliosis. *Osteoporos Int* 2005; 16: 1857-1863
- [75] Roy-Camille R, Saillant G, Berteaux D, Salgado V. Osteosynthesis of thoraco-lumbar spine fractures with metal plates screwed through the vertebral pedicles. *Reconstr Surg Traumatol* 1976; 15: 2-16
- [76] Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal Fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop* 1988; 203: 7-17
- [77] Sapkas GS, Papadakis SA, et al. Evaluation of Pedicle Screw Position in Thoracic and Lumbar Spine Fixation Using Plain Radiographs and Computed Tomography. *Spine* 1999; 24, 18: 1926-1929
- [78] Schaeren S, Roth J, et al. Effektive In-vivo-Strahlendosis bei bildwandlerkontrollierter Pedikelinstrumentation vs. CT-basierter Navigation. *Orthopäde* 2002; 31: 392-396
- [79] Scheiderer WD, Gruber HP. Verletzungen der Wirbelsäule, Indikationen und Techniken der konservativen Therapie. *Trauma Berufskrankh* 2008; 10: 386-389
- [80] Schiebler, Schmidt, Zilles: *Anatomie*, 7.Auflage (1997), Springer Verlag ISBN 3-540-61856-2
- [81] Schizas C, Theumann N, Kosmopoulos V. Inserting pedicle screws in the upper thoracic spine without the use of fluoroscopy or image guidance. Is it safe? *Eur Spine J* 2007; 16: 625-629
- [82] Schlenzka D, Laine T, Lund T. Computer-assisted spine surgery: principles, technique, results and perspectives. *Orthopäde* 2000; 29: 658-69

- [83] Schnake KJ, König B, Berth U, et al. Genauigkeit der CT-basierten Navigation von Pedikelschrauben an der Brustwirbelsäule im Vergleich zur konventionellen Technik. *Unfallchirurg* 2004; 107: 104-112
- [84] Shannoun F, Blettner M, Schmidberger H, Zeeb H. Strahlenschutz in der diagnostischen Radiologie. *Dt. Ärzteblatt* 2008; 105: 41- 46
- [85] Smith WS, et al. Patterns and mechanisms of lumbar injuries associated with lap seat belts. *J Bone Joint Surg [Am]* 1969; 51: 239-254
- [86] Sugarbaker PH, Simmons J. Combined wide local excision plus high-dose radiation for sarcoma. In Sugarbaker PH, Malawer MM: "Musculoskeletal surgery for cancer." New York: Thieme, 1992: 81–95
- [87] Summers LE, Kouri JG, Yang M, Patrick Jacob R. Odontoid Screw Placement Using Isocentric 3-dimensional C-arm Fluoroscopy. *J Spinal Disord* 2008; 21: 45-48
- [88] Tscherne H, Blauth M. *Unfallchirurgie Wirbelsäule* 1998 ISBN 3.540-62480-5 Springer Verlag
- [89] Verheyden AP, Koch N, Katscher S, et al. Versorgungsstrategien bei Verletzungen der Lendenwirbelsäule. *Trauma Berufskrankh*, 2007; 9: 245-248
- [90] Verlaan JJ, van de Kraats EB, et al. Three-Dimensional Rotational X-ray imaging for spine surgery. *Spine* 2005; 30: 556-561
- [91] Verlaan JJ, van de Kraats EB, et al. The role of 3-D rotational x-ray imaging in spinal trauma. *Injury* 2005; 36: 98-103
- [92] Wang MY, Kim KA, Liu CY, et al. Reliability of three-dimensional fluoroscopy for detecting pedicle screw violations in the thoracic and lumbar spine. *Neurosurgery* 2004; 54: 1138-1143
- [93] Weinstein JN, Spratt KF, Spengler D, et al. Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement. *Spine* 1988; 13: 1012-1018
- [94] Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Grützner PA. Iso-C3D-gestützte navigierte Implantation von Pedikelschrauben an BWS und LWS. *Unfallchirurg* 2003; 106: 907-913

- [95] Wieners G, Pech M, Beck A, König B, Erdmenger U, Stöckle U, Wust P, Felix R, Schröder RJ Vergleich von Strahlenexposition und Bildqualität eines Siremobil-IsoD3D mit einem 16-Zeilen-Spiral-CT bei Diagnostik und Intervention am humanen Becken. *Röfo* 2005; 177: 258-64
- [96] Wörsdorfer O, et al. 1988, Biomechanische Untersuchungen zu den verschiedenen Techniken der dorsalen und ventralen Stabilisierung im Bereich der thorakolumbalen und lumbalen Wirbelsäule. In: Schulitz KP, et al. Die instrumentierte Fusion von Wirbelkörperfrakturen und -erkrankungen. Hippokrates, Stuttgart, S. 25-35
- [97] Zdichavsky M, Blauth M, Knop C, Graessner M, Herrmann H, Krettek C, Bastian L, Accuracy of Pedicle Screw Placement in Thoracic Spine Fractures. Part I: Inter- and Intraobserver Reliability of the Scoring System. *Eur J Trauma* 2004; 30: 234-240
- [98] Zdichavsky M, Blauth M, Knop C, Lotz J, Krettek C, Bastian L. Accuracy of pedicle screw placement in thoracic spine fractures. Part II: A retrospective analysis of 278 pedicle screws using computed tomographic scans. *Eur J Trauma* 2004; 30: 241-247
- [99] Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, et al. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop* 1986; 203: 99-112
- [100] Zindrick M, Wiltse L, Doornik A, et al. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine* 1987; 12: 160-165

## 12.2. Abbildungen

- Abb. 1: Ansicht einer Wirbelsäule von HWK 1 bis Os sacrum mit Disci intervertebralia
- Abb. 2: Ansicht eines Brustwirbelkörpers (BWK 10) von kranial  
Ansicht eines Lendenwirbelkörpers (LWK 3) von kranial
- Abb. 3: Verteilung der Knochendichte [ $\text{mg}/\text{cm}^2$ ] in Abhängigkeit vom Alter
- Abb. 4: a) osteoporotische Wirbelkörper  
b) Formen der Wirbeldeformierung bei Osteoporose
- Abb. 5: Charakteristische Merkmale der 3 Frakturtypen nach Magerl et al.
- Abb. 6: Fixateur interne (USS, Fa. Synthes)
- Abb. 7: a) LWK 2 Fraktur im lateralen Strahlengang mit Kyphose der WS  
b) Korrektur der Kyphose nach OP mit Hilfe des Fixateur internes
- Abb. 8: „Ziehm Vario 3D-Bildwandler“ (Fa. Ziehm)
- Abb. 9: schematische Darstellung eines Rotationsbogens des „Ziehm Vario 3D“
- Abb. 10: Computertomograph Toshiba Aquilion 32 (Fa. Toshiba)
- Abb. 11: Klassifikation der Pedikelschraubenlage nach Zdichavsky et al.
- Abb. 12: gute Bildqualität eines BWK 11 im 3D-Scan
- Abb. 13: mäßige Bildqualität eines LWK 1 im 3D-Scan; Zentrierung auf den linken Pedikel, laterale Pedikelkortikalis einsehbar, mediale Kortikalis nicht abgrenzbar. Typ II b Lage
- Abb. 14: schlechte Bildqualität eines BWK 12 im 3D-Scan
- Abb. 15: Messung der Pedikelbreite im CT
- Abb. 16: Messung der Pedikelbreite im 3D-Bildwandler

- Abb. 17:
- a) 3D-Scan eines BWK 11 in I a-Lage und guter Qualität
  - b) postoperatives CT-Bild in ähnlicher Abbildungsqualität
  - c) 3D-Scan eines LWK1 in mäßiger Qualität, II b-Lage der linken Schraube
  - d) qualitativ besseres postoperatives CT-Bild des LWK 1
  - e) 3D-Scan eines LWK 2 in schlechter Abbildungsqualität
  - f) qualitativ wesentlich besseres CT-Bild, das eine I a-Lage bestätigt

## 12.3. Tabellen

- Tab. 1: Einteilung der Pedikelschrauben anhand ihrer Lagemerkmale nach Zdichavsky
- Tab. 2: Verteilung der Schrauben auf die einzelnen Wirbelkörper und Höhenlokalisierung der Schraubenfehlagen sowie der revisionsbedürftigen Schraubenfehlagen
- Tab. 3: Häufigkeiten der Häufigkeiten der medialen und lateralen Pedikelwandperforationen
- Tab. 4: Häufigkeiten der Perforation der anterioren Korpuskortikalis
- Tab. 5: Häufigkeiten der CT-definierten Schraubenpositionen und der durch 3D-Scan korrekt (richtig negativ) klassifizierten Pedikelschrauben
- Tab. 6: Im 3D-Scan richtig positiv erkannte Pedikelwandperforationen definiert nach Wirbelsäulenabschnitt
- Tab. 7: Übereinstimmung der Pedikelschraubenposition im 3D-Scan und CT definiert nach Abbildungsqualität
- Tab. 8: Abbildungsqualität in Abhängigkeit von der Pedikelbreite
- Tab. 9: Korrelation der Abbildungsqualität des 3D-Scans zum Pedikeldurchmesser, Wirbelsäulenabschnitt und BMI
- Tab. 10: Verteilung der Schrauben, durchschnittlicher Pedikeldurchmesser und Fehlklassifikationen von Schrauben durch den 3D-Scan bezogen auf die Wirbelsäulenabschnitte BWK 1-10 und BWK 11-LWK 5

## 13. Nomenklatur

3D	3-dimensional
Abb.	Abbildung
AO- Klassifikation	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese Klassifikation
BMI	Body Mass Index
BV	Bildverstärker
BWK	Brustwirbelkörper
BWS	Brustwirbelsäule
CT	Computertomogramm/ Computertomograph
DFP	Dosis-Flächen-Produkt des 3D-Bildwandlers
DLP	Dosis-Längen-Produkt des CT
HWK	Halswirbelkörper
HWS	Halswirbelsäule
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
LWK	Lendenwirbelkörper
LWS	Lendenwirbelsäule
MRT	Magnetresonanztomogramm/ Magnetresonanztomograph
OP	Operation
PSD	Pedikelschraubendurchmesser
PS	Pedikelschraube
SD	Standarddeviation (Standardabweichung)
WHO	World Health Organisation

## **14. Anhang**

### **Danksagung**

Herzlich danken möchte ich als erstes Herrn Prof. Dr. med. Thomas Mittlmeier für die Überlassung des Themas und Herrn Dr. med. Markus Beck für seine fachliche Betreuung und die Möglichkeit, die vorliegende Dissertation zu verfassen. Während des gesamten Zeitraumes war er jederzeit bereit aufkommende Fragen zu besprechen, gab mir viele wertvolle Tipps und stand mir mit steter Hilfeleistung bei kleineren und größeren Problemen unterstützend zur Seite. Für dieses vor allem zeitliche Engagement gebührt ihm mein herzlichster Dank.

Ein weiteres Dankeschön möchte ich gern an Frau Dr. med. Anne-Caterine Bartolomaeus und Herrn Dr. med. Björn Lorenzen vom Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Universität Rostock richten. Ihr fachlicher Rat half mir bei der Auswertung der CT-Aufnahmen und technischen Fragen.

Frau Dipl.-Math. Helga Krentz vom Institut für Medizinische Informatik und Biometrie danke ich für die geduldige Hilfe bei den Berechnungen im Rahmen der statistischen Aus- und Bewertung unserer Ergebnisse.

Des Weiteren möchte ich Marita und Holger ein herzliches Dankeschön sagen, die sich so liebevoll um meine Paula kümmern und mir dadurch oft den Rücken frei gehalten haben, mich dieser Arbeit zu widmen.

Mein größter Dank gebührt an dieser Stelle natürlich meiner Familie für die moralische Unterstützung sowie das mir entgegengebrachte Vertrauen während der gesamten Studienzeit. Sie gab mir erst die Möglichkeit, Medizin zu studieren und mein Studium auf diese Art und Weise gut zu absolvieren.



## **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit versichere ich, Katharina Moritz, geboren am 25.10.1982 in Rostock, dass ich die unter dem Titel:

### **„Intraoperative Kontrolle der Pedikelschraubenposition mittels 3D-Bildwandler bei der Versorgung thorakolumbaler Frakturen mit Fixateur interne“**

vorliegende Arbeit selbständig verfasst habe, mir darüber hinaus keine weitere Hilfe zuteil geworden ist und bei der Anfertigung der Dissertation keine anderen als die in der Arbeit genannten Quellen und Hilfsmittel verwendet habe.

Rostock, am 25. Juli 2009

Katharina Moritz

## Curriculum vitae

Familiennamen: Moritz  
Vorname: Katharina  
Geburtsdatum: 25.10.1982  
Geburtsort: Rostock  
Staatsangehörigkeit: deutsch  
Familienstand: ledig

Schulbildung:  
1989-2002 Hansestadt Rostock  
August 2002 Abitur am Gymnasium Reutershagen Rostock

Studium:  
seit 2002 Studium der Humanmedizin an der Universität Rostock  
September 2005 Ärztliche Vorprüfung  
Praktisches Jahr:  
1. Tertial: Klinik und Poliklinik für Allgemeine-, Thorax-, Gefäß- und Transplantationschirurgie, Universität Rostock  
2. Tertial: Klinik für Anästhesiologie und Intensivmedizin, Universität Rostock  
3. Tertial: Klinik für Innere Medizin, Hämatologie/ Onkologie/Palliativmedizin, Klinikum Südstadt Rostock

Promotion:  
Mai 2006- Juli 2009 **„Intraoperative Kontrolle der Pedikelschraubenposition mittels 3D-Bildwandler bei der Versorgung thorakolumbalen Frakturen mit Fixateur interne“**, Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Universität Rostock

Chirurgische Klinik und Poliklinik  
Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie  
der Medizinischen Fakultät der Universität Rostock  
Direktor: Prof. Dr. med. habil. Thomas Mittlmeier



INAUGURALDISSERTATION

**Intraoperative Kontrolle der  
Pedikelschraubenposition mittels 3D-Bildwandler  
bei der Versorgung thorakolumbaler Frakturen mit  
Fixateur interne**

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

der Medizinischen Fakultät der Universität Rostock

vorgelegt von

Katharina Moritz

geb. am 25.10.1982 in Rostock

## Thesen

- Untersuchungsziel der vorliegenden Arbeit war es, neue Erkenntnisse zum Einsatzpotential und damit die Grenzen des 3D-Bildwandlers „Vario 3D“, Fa. Ziehm Imaging, Nürnberg im Hinblick auf die intraoperative Abbildungsgenauigkeit von eingebrachten Pedikelschrauben eines Fixateur internes zu erlangen. Eine bessere bildmorphologische Darstellung mithilfe von 3D-Rekonstruktionen der implantierten Schrauben soll zur Reduzierung transpedikulärer Fehllagen führen.
- Als Goldstandard zur postoperativen Lagekontrolle der Pedikelschrauben wird zur Zeit die Computertomographie empfohlen. Sie bietet die beste morphologische Darstellung der eingebrachten Schrauben und ermöglicht so eine rechtzeitige Korrektur eventueller Fehllagen.
- Eine sichere Lagebestimmung der Pedikelschrauben ist bisher nur durch das postoperative Computertomogramm des instrumentierten Wirbelsäulenabschnitts möglich. Konventionelle Röntgenaufnahmen sowie die intraoperativen Aufnahmen von Röntgenbildverstärkern, die typischerweise im lateralen und a.-p. Strahlengang durch den Operateur kontrolliert werden, bieten keine ausreichende diagnostische Sicherheit. Hier ist der Einsatz des 3D Bildverstärkers wünschenswert, da er die Möglichkeit der intraoperativen Lagekontrolle bietet.
- Hinsichtlich der Pedikelschraubenposition wurde die Abbildungsgenauigkeit der 3D Scans mit dem postoperativen Computertomogramm anhand folgender Parameter verglichen: instrumentierter Wirbelsäulenabschnitt, Breite des Pedikelisthmus, Pedikelschraubenlänge und -durchmesser sowie Body Mass Index der Patienten
- Bisher existieren kaum Studien über den Einsatz von intraoperativen Bildwandlern in der Wirbelsäulenchirurgie bzw. es wird entweder keine postoperative Ergebnisevaluation durchgeführt oder es werden rein knöcherne Präparate beurteilt.
- Die gewonnenen Ergebnisse geben neue Erkenntnisse auf dem der Wirbelsäulenchirurgie. Es konnte gezeigt werden, dass eine korrekte Beurteilung der Pedikelschraubenposition mittels des „Ziehm Vario 3D“ insbesondere bei guter Bildqualität der axialen Rekonstruktionen möglich ist.

- Es stellten sich statistisch hoch signifikante Zusammenhänge zwischen der Abbildungsqualität des gescannten Wirbelsäulenabschnitts, der Pedikelisthmusbreite und des BMI heraus.
- Es wurde gezeigt, dass sowohl die Wirbelsäulenabschnitte BWK 11 – LWK 5, breite Pedikel als auch ein niedriger BMI eine gute Abbildungsqualität erlauben und somit eine reliable Lagebeurteilung der eingebrachten Pedikelschrauben gewähren
- Der Einsatz des 3D-Bildwandlers senkt die Fehlerquote der Pedikelschraubeninsertion und bietet die Möglichkeit der sofortigen intraoperativen Korrektur.
- Hinsichtlich der Einschätzung der Pedikelschraubenlage ist das postoperative CT, vor allem bei guter Bildqualität der 3D-Scans, zukünftig verzichtbar.