

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
(Direktor: Prof. Dr. A. Seekamp)
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

Perkutane thorakolumbale Pedikelschraubeninsertion mittels
oberflächenreferenzierter Navigation – Eine Kadaverstudie mit Vergleich zur
konventionell bildwandlergestützten Technik

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von
Simon Peh
aus München

Kiel (2020)

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Sebastian Lippross, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Robert Bergholz, Klinik für Allgemeine, Viszeral-, Thorax-, Transplantations- und Kinderchirurgie

Tag der mündlichen Prüfung: 28.10.2021

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 30.08.2021

gez.: Prof. Dr. Sebastian Lippross (Vorsitzender der Prüfungskommission)

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	i
1 Einleitung.....	1
1.1 Aufbau der Wirbelsäule, Erkrankungen und Verletzungen	1
1.1.1 Anatomie der Wirbelsäule.....	1
1.1.2 Spezielle Pedikelanatomie.....	4
1.1.3 Übersicht über ausgewählte Erkrankungen der Wirbelsäule.....	6
1.1.4 Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule und deren Klassifikation	9
1.2 Dorsale Stabilisierung	11
1.2.1 Historisches	11
1.2.2 Prinzipien und Technik	12
1.2.3 Vergleich der minimalinvasiven mit der offenen Operationstechnik.....	16
1.2.4 Einsatzgebiete der Pedikelschraube.....	17
1.3 Intraoperative Bildgebung und Navigation in der Wirbelsäulenchirurgie	18
1.3.1 Entwicklung der intraoperativen Bildgebung	18
1.3.2 Etablierte Systeme zur Navigation	19
1.3.3 Augmented Reality Surgery Navigation.....	22
1.4 Fragestellung	31
2 Methoden	32
2.1 Studiendesign	32
2.2 Statistische Auswertung	33
3 Ergebnisse.....	34
3.1 Genauigkeit.....	34
3.2 Zeit.....	37
3.3 Strahlendosis	39
4 Diskussion.....	41
5 Zusammenfassung	50

6	Literaturverzeichnis.....	52
7	Abbildungsverzeichnis.....	62
8	Tabellenverzeichnis.....	63
9	Danksagung	64
10	Erklärung und Veröffentlichung.....	65

Abkürzungsverzeichnis

AK	Air Kerma
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ARSN	Augmented Reality Surgery Navigation
BWK	Brustwirbelkörper
BWS	Brustwirbelsäule
cbCT	cone beam Computertomographie, <i>oder</i> cone-beam computed tomography
CT	Computertomographie
DAP	dose area product, <i>oder</i> Dosisflächenprodukt
HWS	Halswirbelsäule
ICC	Intra-class coefficient, <i>oder</i> Intraklassenkoeffizient
KI	Konfidenzintervall
Lig. / Ligg.	Ligamentum / Ligamenta
LWK	Lendenwirbelkörper
LWS	Lendenwirbelsäule
M. / Mm.	Musculus / Musculi
MRT	Magnetresonanztomographie
Proc.	Processus
SD	standard deviation, <i>oder</i> Standardabweichung

1 Einleitung

1.1 Aufbau der Wirbelsäule, Erkrankungen und Verletzungen

1.1.1 Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule (lateinisch *Columna vertebralis*) ist in vier Abschnitte gegliedert: Von oben nach unten folgt auf die Halswirbelsäule (HWS) mit sieben Wirbeln die Brustwirbelsäule (BWS) mit zwölf Wirbeln, sodann die Lendenwirbelsäule (LWS) mit fünf Wirbeln und die Sakralwirbelsäule, bestehend aus dem aus fünf Wirbeln fusionierten Kreuzbein (*Os sacrum*). Unten an das Kreuzbein anschließend befindet sich das aus drei bis vier Wirbelrudimenten bestehende Steißbein (*Os coccygis*). Eine Varianz der Zahl beweglicher Wirbel insbesondere im Bereich der Lenden- und Sakralwirbelsäule kann bestehen. Halswirbelsäule und Lendenwirbelsäule weisen eine lordotische Krümmung, Brust- und Sakralwirbelsäule eine kyphotische Krümmung auf.

Der einzelne Wirbel besteht aus Wirbelkörper (*Corpus vertebrae*), Wirbelbogen (*Arcus vertebrae*), Dornfortsatz (*Proc. spinosus*), zwei Querfortsätzen (*Proc. transversi*, bei den Lendenwirbeln *Proc. costales* genannt) und vier Gelenkfortsätzen (*Proc. articulares*). Der *Arcus vertebrae* besteht aus *Lamina arcus vertebrae*, welche sich dorsal der *Proc. transversi* bzw. *costales* befindet, und den ovalen Pedikeln (*Pediculus arcus vertebrae*), welche das Verbindungsstück zum Wirbelkörper darstellen.

Zwischen zwei Wirbelkörpern befindet sich die Bandscheibe (*Discus intervertebralis*). Diese besteht aus dem äußeren faserknorpeligen Ring (*Anulus fibrosus*) und dem inneren Gallertkern (*Nucleus pulposus*). Ventral der Wirbelkörper befindet sich das vordere Längsband (*Lig. longitudinale anterius*), an der dorsalen Fläche der Wirbelkörper hin zum Spinalkanal befindet sich das schwächere hintere Längsband (*Lig. longitudinale posterius*). Zwischen den *Laminae arcus vertebrae* benachbarter Wirbel verlaufen die *Ligg. flava*, zwischen den jeweiligen Dornfortsätzen benachbarter Wirbel die *Ligg. interspinalia*. Über die Dornfortsätze hinweg verläuft das *Lig. supraspinale*. Die Spitzen der Querfortsätze sind untereinander durch die *Ligg. intertransversalia* verbunden.

Zwei benachbarte Wirbel bilden gemeinsam mit der zwischen ihnen liegenden Bandscheibe und den zugehörigen ligamentären Strukturen eine Bewegungseinheit.

Von den Rückseiten der Wirbelkörper bzw. der Bandscheiben und den Wirbelbögen bzw. den Ligg. flava wird der Spinalkanal gebildet. Dieser dient als schützender Raum für das Rückenmark bzw. die Cauda equina mit den dazugehörigen Häuten und Blutgefäßen. Die Ausdehnung des Spinalkanals erstreckt sich vom Foramen magnum aus nach kaudal bis zum Hiatus sacralis. Das Rückenmark endet bei Erwachsenen im Regelfall etwa auf Höhe des ersten oder zweiten Lendenwirbels. Von dort verlaufen Wurzelfasern als Cauda equina weiter durch den Spinalkanal nach kaudal. Die jeweiligen Austrittsstellen der Spinalnerven aus dem Spinalkanal sind die Foramina intervertebralia, welche sich jeweils vor den Proc. transversi befinden (1).

Abbildung 1 zeigt einen Überblick über knöcherne und ligamentäre Strukturen eines Bewegungssegmentes im Mediansagittalschnitt.

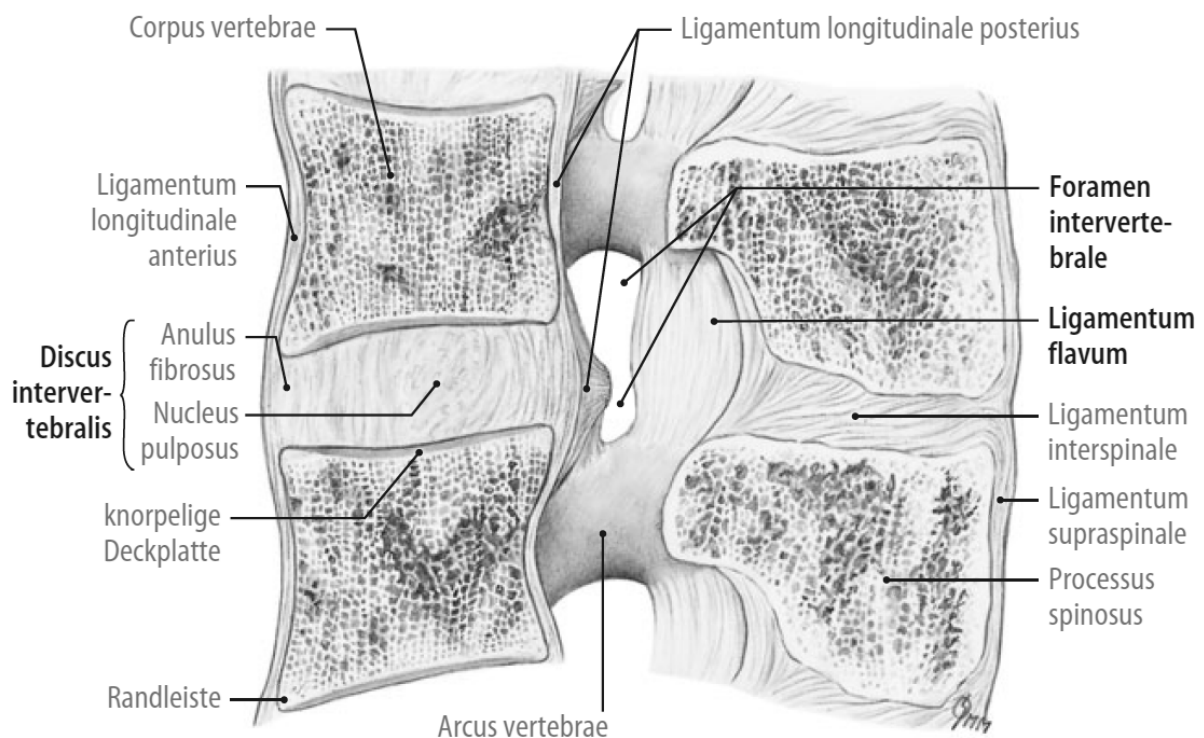


Abbildung 1: Mediansagittalschnitt durch die Lendenwirbel I und II Ansicht der rechten Hälfte von medial. Aus „Atlas der Anatomie des Menschen“ (2), mit Genehmigung durch Springer Nature.

Die Stabilisierung des Rumpfes erfolgt nach dem Zuggurtungsprinzip. Hierbei bildet der M. erector spinae die muskuläre dorsale Zuggurtung. Die ventrale Zuggurtung besteht aus den anterioren Muskeln der Bauchwand (3).

Das Drei-Säulen-Modell der Wirbelsäule nach Denis von 1983 teilt das Bewegungssegment in der Sagittalebene in drei Säulen ein (Abbildung 2). Die vordere Säule besteht aus dem vorderen Längsband und der vorderen Hälfte des Wirbelkörpers. Die mittlere Säule besteht aus der hinteren Hälfte des Wirbelkörpers, insbesondere der Wirbelkörperhinterkante, und dem hinteren Längsband. Die hintere Säule besteht aus dem Wirbelbogen, den Zwischenwirbelgelenken, dem Dornfortsatz und dem posterioren ligamentären Komplex (Lig. supraspinosus, Lig. interspinosus, Facettenkapsel und Lig. flavum) (4).

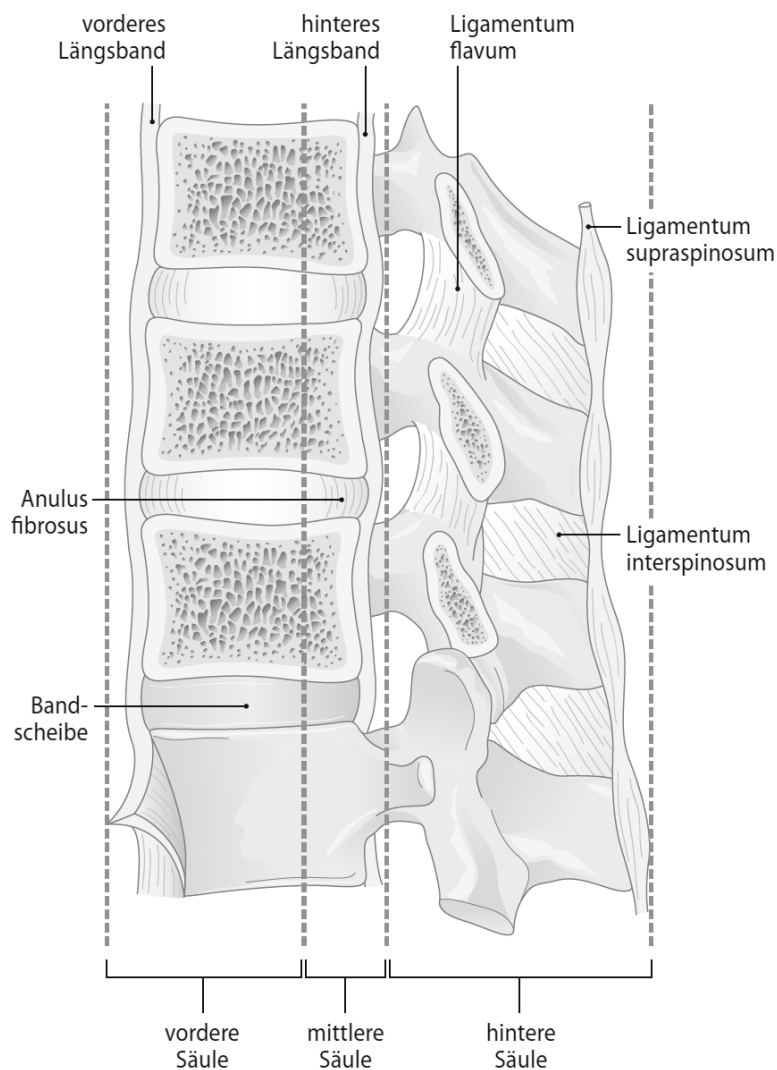


Abbildung 2: Drei-Säulen-Modell nach Denis
 Aus „Atlas Klinische Neuroradiologie“ (5), mit Genehmigung durch Springer Nature.

1.1.2 Spezielle Pedikelanatomie

In der Wirbelsäulen Chirurgie spielt der Anteil des Wirbelbogens, der zwischen Wirbelkörper und dem Processus transversus bzw. dem Costotransversalgelenk liegt, eine besondere Rolle. Er wird als Pedikel des Wirbels bezeichnet und bildet eine knöcherne Brücke zwischen den ventralen und den dorsalen Strukturen, also der vorderen bzw. mittleren und der hinteren Säule. Durch den Pedikel kann der Wirbelkörper von dorsal aus erreicht werden. Wird er nicht verlassen, dann bildet der Pedikel einen chirurgischen Zugangsweg von dorsal, am Spinalkanal und damit an Rückenmark bzw. Duralsack vorbei, in den Wirbelkörper. Dieser transpedikuläre Weg kann verwendet werden, um Kanülen und Trokare in die Wirbelkörper zu setzen, aber auch, um Schrauben von dorsal bis zur Vorderkante der Wirbelkörper zu platzieren.

In seiner Arbeit über die Versorgung von Wirbelsäulenverletzungen mit in den Pedikeln verankerten Platten, beschreibt der französische Wirbelsäulenpionier Raymond Roy-Camille im Jahre 1986 den Pedikel als einen Zylinder aus kortikalem Knochen mit zentral gelegener Spongiosa („It is mostly a cylinder of cortical bone with some cancellous bone in its center“) (6). Diese stark vereinfachte Beschreibung kann nur als grobes Schema verstanden werden. Roy-Camille selbst präzisiert seine eigene Aussage über die Pedikelanatomie in seinem Werk, und bis heute ist der Pedikel Gegenstand zahlreicher anatomischer Untersuchungen, sodass die eigentliche dreidimensionale anatomische Komplexität dieser chirurgisch wichtigen anatomischen Struktur gut erforscht ist.

Bei den Pedikeln handelt es sich nicht um einfache Zylinder, welche den Wirbelkörper mit dem übrigen Teil des Wirbelbogens verbinden. Auch kann keine einheitliche anatomische Beschreibung des „einen Pedikels“ erfolgen, denn die Pedikel der Brust- und Lendenwirbelsäule sind nicht identisch, und auch innerhalb der Wirbelsäulenabschnitte bestehen Unterschiede der Pedikelanatomie. So wie jeder Wirbel eine ganz eigene Anatomie besitzt, gilt dies auch für die Pedikel. Die Unterschiede betreffen dabei neben der Länge, der Höhe (vertikaler Durchmesser), der Weite (horizontaler Durchmesser) und der dreidimensionalen Ausrichtung des Pedikels auch dessen konkrete Querschnittsform und das Verhältnis von kortikalem zu spongiösem Knochen.

Abbildung 3 zeigt schematisch die morphologischen Unterschiede der Pedikelanatomie. Mit Ausnahme der Pedikel des 5. Lendenwirbels, liegt die jeweils schmalste Stelle eines Pedikels in der Horizontalen, auch als Pedikelweite bezeichnet (Durchmesser in der Transversalebene, d_t). Der vertikale Durchmesser des Pedikels, auch als Pedikelhöhe bezeichnet (Durchmesser in

der Sagittalebene, d_s), ist nahezu in der gesamten Brust- und Lendenwirbelsäule größer als die Pedikelweite, lediglich die Pedikel des 5. Lendenwirbels zeigen einen größeren horizontalen Durchmesser. Die Pedikelhöhe nimmt im Bereich der lumbalen Wirbel vom Pedikel des 1. Lendenwirbels (LWK 1) bis zum Pedikel des LWK 5 ab, während die Weite gegensätzlich vom LWK 1 bis zum LWK 5 zunimmt. Schematisch handelt es sich beim Pedikelquerschnitt von LWK 1 bis LWK 4 um ein Oval mit dem größten Durchmesser in der Vertikalen (von LWK 1 bis LWK 4 gleichen sich Höhe und Weite an), wohingegen der größte Durchmesser des LWK 5 Pedikels in der Horizontalen liegt. LWK 5 besitzt also als einziger Pedikel eine größere Weite als Höhe (7). Die Pedikel der Brustwirbelsäule sind generell niedriger und schmaler als die der Lendenwirbelsäule (8). Männer sowie große Personen haben generell größere Pedikelweiten und -höhen als Frauen und kleine Personen (7).

Beide Pedikel eines jeden Wirbels - mit Ausnahme des zwölften Brustwirbels (BWK) - liegen in der Transversalebene (α in Abbildung 3) stets konvergierend: Die größten Winkel zur Mittellinie bestehen hier bei LWK 5 und BWK 1. Von dort aus nehmen die Winkel nach kranial (von LWK 5) bzw. nach kaudal (von BWK 1) bis zum BWK 12 ab. Dieser weist dann sogar divergierende Pedikel auf. In der Sagittalebene zeigen die Pedikel der Lendenwirbel einen weitgehend horizontalen Verlauf, während die Pedikel der Brustwirbel jeweils von dorsal nach ventral ascendieren (β in Abbildung 3) (8).

Betrachtet man den Querschnitt um die Längsachse eines thorakalen Pedikels, so weist dieser meist eine „Kidneybohnen-förmige“ Gestalt auf. Dabei zeigt die Konkavität nach außen, die Konvexität nach innen zum Spinalkanal (9).

Die Pedikel der mittleren BWS (BWK 6 und BWK 7) sind die schmalsten der BWS. Sie weisen eine geringere Höhe und Breite als die Pedikel der oberen (BWK 2) und der unteren (BWK 10 und BWK 11) BWS auf, letztere sind die größten Pedikel der BWS. Die Wand, also der kortikale Knochen, aller thorakalen Pedikel ist ähnlich dick. Unterschiede bestehen hierbei aber in der Dicke der oberen, unteren, seitlichen und mittleren Pedikelwand eines jeden einzelnen Pedikels. Obere und untere Pedikelbegrenzung sind über die gesamte BWS etwa gleich dick, die mediale Begrenzung, also die Wand des Pedikels zum Spinalkanal hin, ist über die gesamte BWS jedoch dicker als die seitliche Pedikelwand. Dies könnte auch erklären, warum die meisten Pedikelschrauben-assoziierten Brüche des Pedikels an der lateralen Begrenzung auftreten (10). Im Bereich der LWS besteht dieser Unterschied nicht, hier weisen neben der

oberen und unteren Pedikelbegrenzung auch die mittlere und seitliche Pedikelbegrenzung einen nahezu gleichen Durchmesser auf (11).

Die klinische Relevanz des Wissens über die Pedikelanatomie besteht in der Auswahl der vorgesehenen Implantate und deren korrekter Implantation, um Beschädigungen des Pedikels oder Fehllagen der Implantate zu vermeiden und eine optimale Stabilität der Verankerung zu erzielen.

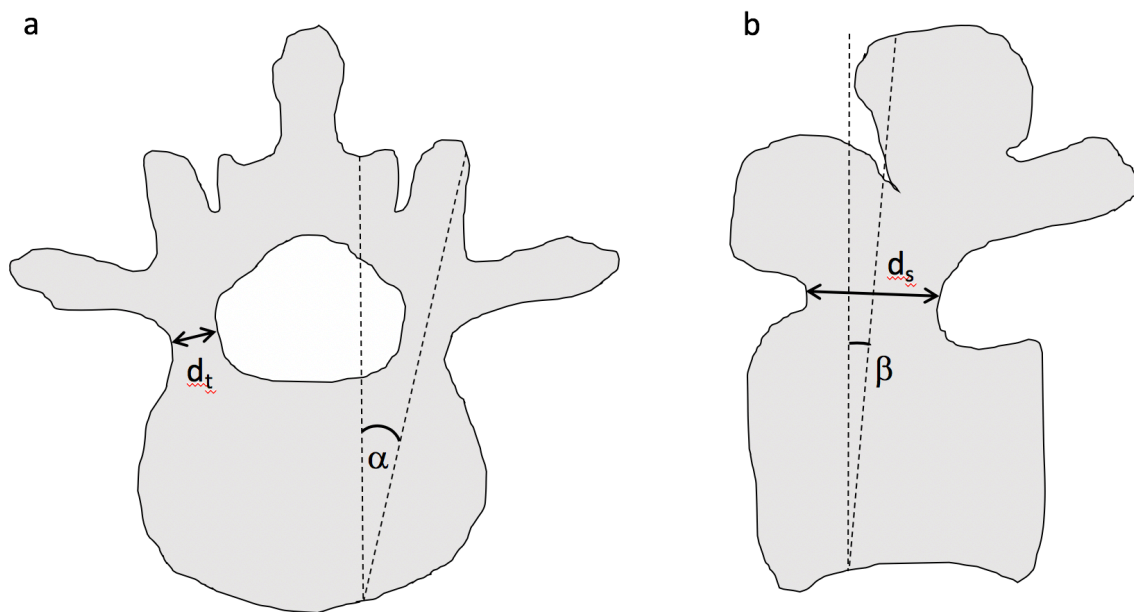


Abbildung 3: Wirbelquerschnitt in Transversal- und Sagittalebene

Querschnitt in der Transversalebene (a) mit Durchmesser am Pedikelisthmus (d_t) und Winkel des Pedikels zur Mittellinie (α) und Wirbelquerschnitt in der Sagittalebene (b) mit Durchmesser am Pedikelisthmus (d_s) und Winkel des Pedikels zur Horizontalen (β) (im Bild unten ist jeweils die Wirbelvorderseite, im Bild oben die Wirbelrückseite). Eigene Darstellung, adaptiert nach Zindrick et al. (8).

1.1.3 Übersicht über ausgewählte Erkrankungen der Wirbelsäule

Kongenitale Fehlbildungen

Die angeborenen Fehlbildungen der Wirbelsäule sind meist auf toxische Einflüsse während der Schwangerschaft vor der Verknöcherung zurückzuführen. Ihnen gemein ist, dass sie in der weiteren Folge im Sinne kongenitaler Kyphosen oder kongenitaler Skoliosen zu Achsabweichungen führen können. Ist die Ausbildung eines oder mehrerer Bewegungssegmente gestört, so spricht man von Segmentationsstörungen. Es kommt zur Ausbildung von vorderen, hinteren oder seitlichen Verknöcherungen, wenn die Störung nur

an einer bestimmten Stelle besteht, oder zur Ausbildung von Blockwirbeln, wenn der Bandscheibenzwischenraum vollständig fehlt. Ist ein Wirbelkörper nur unvollständig ausgebildet, so spricht man von einer Formationsstörung. Keilwirbel, Halbwirbel oder Schmetterlingswirbel sind Beispiele für diese Form der Anlagefehler. Segmentations- und Formationsstörungen können auch kombiniert oder mit anderen Missbildungen, wie einer Fusion der Rippen, assoziiert vorkommen (12).

Spondylolisthesis

Bei der Spondylolisthesis, auch Wirbelgleiten genannt, bewegt sich der obere Teil der Wirbelsäule gegenüber dem darunter liegenden Teil nach vorne hin. Sie kann als Entwicklungsstörung als Folge einer Spondylolyse oder erworben vorkommen. Als Spondylolyse wird die Kontinuitätsunterbrechung der Zwischengelenkstücke des seitlichen Wirbelbogens bezeichnet, ein Wirbelgleiten muss mit der Spondylolyse nicht zwangsweise einhergehen. Bei der degenerativen Spondylolisthesis gleitet ein Teil der Wirbelsäule über den darunter liegenden Wirbel einzig durch die Degeneration bedingt, eine Kontinuitätsunterbrechung oder Elongation anatomischer Strukturen besteht nicht. Die erworbene Spondylolisthesis kann neben der Degeneration auch Folge eines Traumas, einer Operation oder einer Pathologie, wie zum Beispiel einem Tumor sein. Spondylolysen kommen mit abnehmender Häufigkeit vor allem im fünften, vierten und dritten Lendenwirbel vor, die degenerative Spondylolisthesis vor allem im Bewegungssegment L4/L5. Lumbale Rückenschmerzen oder auch Nervenwurzelirritationen sind klinische Symptome der Spondylolisthesis (13).

Skoliose

Dreidimensionale Drehverbiegungen der Wirbelsäule werden als Skoliosen bezeichnet. Es werden hierbei die funktionellen Skoliosen von den strukturellen Skoliosen unterschieden. Bei ersteren handelt es sich um meist reversible Verkrümmungen der Wirbelsäule, die nicht mit Formveränderungen der Wirbelsäule einhergehen. Die Fehlstellung resultiert zum Beispiel aus Beckenschiefstand oder schmerzbedingter Schonhaltung. Stets liegt eine einfache Biegung der Wirbelsäule ohne Rotationskomponente der Wirbel vor.

Strukturelle Skoliosen sind fixiert und nicht reversibel. Die häufigste Form struktureller Skoliosen ist die idiopathische Skoliose, welche je nach Manifestationsalter in infantile,

juvenile und die am häufigsten vorkommende Adoleszentenskoliose unterteilt ist. Klinisch verursacht die idiopathische Skoliose selten Schmerzen. Auffällig wird sie meist durch Rippenbuckel, Lendenwulst oder Brust- und Beckenasymmetrie. Im Verlauf der Erkrankung können degenerative Veränderungen schneller voranschreiten und Rückenschmerzen verursachen. Stark ausgeprägte Skoliosen der Brustwirbelsäule können zu respiratorischen Einschränkungen führen (14,15).

Morbus Scheuermann

Der Morbus Scheuermann ist eine vor allem an den Brustwirbeln vorkommende Wachstumsstörung der Grund- und Deckplatten, welche in der Folge zu einer meist fixierten Hyperkyphose führt. Die Ätiologie der Erkrankung ist nicht eindeutig geklärt. Bei den röntgenologisch typisch sichtbaren Schmorl-Knötchen handelt es sich um eine Herniation von Bandscheibengewebe in den Wirbelkörper. Klinisch kann eine Schmerzsymptomatik mit einem Maximum unterhalb des Kyphosescheitels bestehen. Wenn konservative Therapiemaßnahmen nicht zur Besserung der Schmerzsymptomatik führen, wenn neurologische Symptomatik oder eine Beeinträchtigung der Lungenfunktion durch eine fixierte Hyperkyphose bestehen, kann eine operative Therapie in Erwägung gezogen werden (15).

Spondylodiszitis

Eine Infektion der Bandscheibe mit Beteiligung der angrenzenden Wirbelkörper wird als Spondylodiszitis bezeichnet. Meist ist die Ursache der Spondylodiszitis die hämatogene Streuung eines Infekts. Klinisch stehen Schmerzen in der betroffenen Region und schmerzbedingte Immobilität ebenso wie systemische Infektzeichen wie Fieber und Schüttelfrost im Vordergrund. Mittels Magnetresonanztomographie (MRT) ist eine sichere Diagnosestellung möglich. Die Infektion kann durch Destruktion zu neurologischen Ausfällen, Deformitäten oder Instabilitäten der Wirbelsäule führen, eine operative Therapie kann nötig sein (16).

Morbus Bechterew

Morbus Bechterew ist eine rheumatologische Erkrankung aus der Gruppe der seronegativen Spondylarthropathien. Durch aufsteigende entzündliche Veränderungen der Wirbelgelenke

und Verkalkung der Längsbänder kommt es zur Versteifung einzelner Wirbelsäulenabschnitte oder gar der gesamten Wirbelsäule. Bei einem Großteil der Erkrankten lässt sich der Proteinkomplex HLA-B27 (Human Leukocyte Antigen-B) nachweisen, neben dieser genetischen Komponente ist die Pathogenese der Erkrankung jedoch noch nicht vollständig geklärt. Die konservative Therapie erstreckt sich von der medikamentösen Beeinflussung der Entzündungsreaktion über Physiotherapie bis hin zu physikalischen Maßnahmen. Sind durch starke Deformierung der Wirbelsäule Organfunktionen beeinträchtigt oder besteht eine Instabilität der Wirbelsäule, so kann eine korrigierende Wirbelsäulenoperation nötig werden (15).

Degenerative Veränderungen

Die degenerativen Veränderungen der Wirbelsäule haben ihren Ursprung zumeist durch Beeinträchtigung des nötigen Stoffaustauschs in der Degeneration der Bandscheibe und damit der Degeneration eines Bewegungssegmentes. Diese Dysfunktion bringt das diskoligamentäre Gleichgewicht aus dem Lot, es kommt zur Gefügelockerung mit Instabilität. Im Zuge von Restabilisierungsmaßnahmen mit dem Ziel einer Versteifung des Bewegungssegmentes kommt es zu osteophytären Anbauten, Verdickung von Ligamenten und Hypertrophie der Zwischenwirbelgelenke. Eine Vielzahl von Erkrankungen an Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule sind Folge dieser Degenerationen. Beispiele sind degenerative Spinalkanalstenosen, degenerative Skoliosen oder degenerative Spondylolisthesis (15,17).

1.1.4 Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule und deren Klassifikation

2013 wurde von Vaccaro et al. zuletzt ein Klassifikationssystem für Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule publiziert, welches auch von der AOSpine, einer Sektion der AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), übernommen wurde. Diese Klassifikation beruht im Prinzip auf bereits bekannten Einteilungen der Verletzungen. Die Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule werden hierbei grob in drei Schweregrade eingeteilt: Bei Typ A - Verletzungen handelt es sich um Kompressionsverletzungen. In der Regel ist ein Wirbelkörper betroffen, die Verletzungshöhe wird dementsprechend angegeben (z.B.: LWK 1, für eine Verletzung des ersten Lendenwirbels). Bei Typ B - Verletzungen kommt es zur Verletzung der vorderen oder hinteren ligamentären Strukturen, am ehesten im Rahmen von

Extensions- oder Flexionsverletzungen. Eine Translationsfehlstellung besteht hierbei nicht. Betroffen ist bei den Typ B - Verletzungen, mit Ausnahme der Typ B1 - Verletzung, ein Bewegungssegment und nicht ein einziger Wirbel. Dementsprechend wird die Lokalisation der Verletzung auf Höhe des Bewegungssegmentes angegeben (z.B.: LWK 1 – LWK 2). Bei der Typ B1 - Verletzung läuft die Verletzung horizontal durch den Wirbel hindurch ohne Beteiligung des Bewegungssegmentes, daher wird hier wie bei den Typ A - Verletzungen die Lokalisation entsprechend dem betroffenen Wirbel angegeben. Typ C - Verletzungen beschreiben Verletzungen, welche zum völligen Kontinuitätsverlust der Wirbelsäule durch Verletzung sämtlicher knöcherner oder ligamentärer Strukturen führen oder führen können. Auch Kombinationen der Verletzungen sind möglich und sollten dann immer als solche angegeben werden.

Typ A - Verletzungen:

A0: Frakturen der Quer- oder Dornfortsätze. Diese haben keinen Einfluss auf die mechanische Stabilität der Wirbelsäule.

A1: Frakturen einer Deck- oder Bodenplatte ohne Beteiligung der Wirbelkörperhinterkante.

A2: Spaltbruch in der Sagittalebene. Beide Endplatten sind hier involviert, eine Beteiligung der Wirbelkörperhinterkante besteht nicht.

A3: Inkompletter Berstungsbruch. Fraktur einer Endplatte mit Beteiligung der Wirbelkörperhinterkante. Eine vertikale Fraktur der Lamina kann hier vorliegen und bedeutet nicht, dass eine Schädigung der posterioren Bandstrukturen besteht.

A4: Kompletter Berstungsbruch. Beide Endplatten und die Wirbelkörperhinterkante sind betroffen. Auch hier kann eine vertikale Fraktur der Lamina vorliegen. Bei den A3 - und A4 - Verletzungen ist eine neurologische Symptomatik aufgrund der Beteiligung der Wirbelkörperhinterkante und der potenziellen Fragmentdislokation in den Spinalkanal möglich.

Typ B - Verletzungen:

B1: Monosegmentale transossäre Zerreißung mit Aufhebung der dorsalen Zuggurtungsfunktion (Chance-Fraktur)

B2: Intersegmentale Verletzung des dorsalen ligamentären Komplexes und damit der dorsalen Zuggurtungsfunktion mit oder ohne knöcherne Verletzung.

B3: Zerreißung des vorderen Lngsbandes. Es kommt zur knöchernen Verletzung durch den Wirbel oder zur Zerreißung der Bandscheibe. Eine Zerreißung des dorsalen ligamentären Komplexes liegt nicht vor, andernfalls lge eine Typ C – Verletzung vor, auch ohne Dislokation.

Typ C - Verletzungen:

Untergruppen existieren hierbei nicht. Typ C - Verletzungen sind alle Verletzungen der Wirbelsäule, bei denen es in mindestens einer Ebene zu einer völligen Dislokation der Wirbelsäule kommt (Kontinuitätsunterbrechung). Auch wenn keine Dislokation vorliegt besteht bei einer kontinuiertsunterbrechenden Verletzung der Wirbelsäule eine Typ C - Verletzung (18).

1.2 Dorsale Stabilisierung

1.2.1 Historisches

Im Jahre 1970 erfolgte durch Roy-Camille die erste Beschreibung von Pedikeln als Implantatlager für Knochenschrauben. Dabei wurde eine nicht-winkelstabile Verbindung der Schrauben an Osteosyntheseplatten geschaffen und so eine Plattenspondylodese durchgeführt (19). Zwar wurden schon früher Schrauben in die Pedikel eingebracht, jedoch dienten diese dabei nicht als Implantatlager, sondern es wurde durch diese Schrauben eine Arthrodesse der Wirbelbogengelenke durchgeführt. Diese Techniken gehen auf King (1944), Boucher (1959) und Pennal (1964) zurück (20–22).

Magerl brachte 1977 Schanzschrauben transpedikulr in die der Fraktur benachbarten Wirbel ein und verband diese außerhalb des Körpers winkelstabil mit den aus der Extremittenversorgung üblichen Fixateur externe-Spannern (23). Später wurde dann ein speziell für die Wirbelsäule konstruierter Fixateur externe-Rahmenspanner angewendet. Die Schanzschrauben lagen jedoch weiterhin außerhalb des Körpers (24).

1982 wurde durch Dick erstmals ein Fixateur interne durch Schanzschrauben und winkelstabile Verbindung mit direkt den Wirbelbögen aufliegenden Längsträgern eingebracht. Die Schanzschrauben wurden am Ende der Operation gekürzt, sodass ein Wundverschluss ohne außerhalb des Körpers liegende Implantate möglich war (25). Das verwendete Implantat

wurde in der Folge von der AO als sogenanntes AO-Implantat aufgenommen und die Anwendung in Kursen gelehrt (24).

Heute existiert für die dorsale Stabilisierung mit Fixateur interne, oft auch als posteriore Instrumentierung bezeichnet, eine Vielzahl von Implantaten verschiedener Hersteller, das Prinzip ist dabei stets die winkelstabile Verbindung zwischen Pedikelschrauben und Längsträgern (3,24).

1.2.2 Prinzipien und Technik

Die dorsale Stabilisierung stellt die am häufigsten durchgeführte Versorgungsart von Wirbelsäulenverletzungen dar. Durch ihren Einsatz kann die ursprüngliche anatomische Ausrichtung der Wirbelsäule unter Einhaltung der Höhe der Wirbelsäulensegmente wiederhergestellt werden. Bei der dorsalen Stabilisierung der BWS und LWS werden meist spezielle Schrauben in die Pedikel der Wirbel eingebracht und diese dann mittels winkelstabiler Verbindungen über Längsträger verbunden. Es wird dabei zwischen kurzstreckigen dorsalen Stabilisierungen, bei denen jeweils die ober- und unterhalb des verletzten Wirbelkörpers oder Bewegungssegments liegenden Wirbel instrumentiert werden, und langstreckigen dorsalen Stabilisierungen, bei denen jeweils mehrere Wirbel ober- und unterhalb der Verletzung instrumentiert werden, unterschieden. In Bezug auf das Drei-Säulen-Modell der Wirbelsäule nach Denis, eignet sich die dorsale Stabilisierung hauptsächlich für die Stabilisierung der mittleren und hinteren Säule. Kann durch die vordere Säule keine oder nur unzureichend axiale Kraft aufgenommen werden, so wirkt aufgrund des Hebelarms eine große Kraft auf den Übergang zwischen Kopf und Schaft der Pedikelschraube ein. Dies kann in der Folge zu Materialbruch oder zu Kyphosierung des Wirbelsäulenabschnitts führen. In diesem Fall kann Stabilität durch langstreckige dorsale Stabilisierung zur Verteilung der Kraft auf mehrere Fixierungspunkte, oder durch zusätzliche ventrale Stabilisierung erreicht werden.

Bei traumatisch bedingten Einengungen des Spinalkanals durch eine Beteiligung der Wirbelkörperhinterkante, kann es mittels Ligamentotaxis durch Reposition der Segmente unter Distraction bereits zur Dekompression des Spinalkanals kommen (3).

Die dorsale Stabilisierung ist in offener und perkutaner, also minimalinvasiver, Technik möglich. Beide Operationstechniken finden in Bauchlage statt. Bei der offenen Operationstechnik erfolgt der Hautschnitt in der Mittellinie über den Proc. spinosi auf Höhe der Verletzung. Nach Durchtrennung von Subkutis und Fascia thoracolumbalis erfolgt die

beidseitige subperiostale Ablösung des M. erector spinae, sodass die Wirbelbögen nach lateral freipräpariert werden und die Eintrittspunkte für die Pedikelschrauben sichtbar sind. Die anatomisch korrekten Pedikeleintrittspunkte der BWS liegen jeweils am unteren Rand des oberen Facettengelenks und variieren je nach Abschnitt der BWS. An der LWS liegen die anatomisch korrekten Pedikeleintrittsstellen, ebenfalls abhängig von der Höhe, in einem definierten Abstand oberhalb oder unterhalb der Kreuzungslinie zwischen der horizontalen Mittellinie durch den Querfortsatz und den äußeren Begrenzungen der oberen Gelenkfortsätze (Abbildung 4) (26).

Unter Bildverstärkerkontrolle wird nun die zur Instrumentierung vorgesehene Höhe verifiziert. Sodann wird unter Kontrolle mittels Bildverstärker der Pedikel mittels Ahle oder Bohrer eröffnet. Mittels einer stumpfen Sonde wird der Pedikel ausgetastet und der Abstand bis zur Kortikalis der Wirbelkörpervorderwand gemessen und dadurch die Länge der Pedikelschraube bestimmt. Gegebenenfalls ist ein Gewindeschneiden nötig. Die Pedikelschraube wird unter seitlicher Bildverstärkerkontrolle eingebracht. Auch ein Führungsdraht kann verwendet werden, über den dann kanülierte Schrauben eingebracht werden können. Manche Operateure verzichten bei der offenen Operationstechnik vollständig auf den Einsatz eines Bildverstärkers.

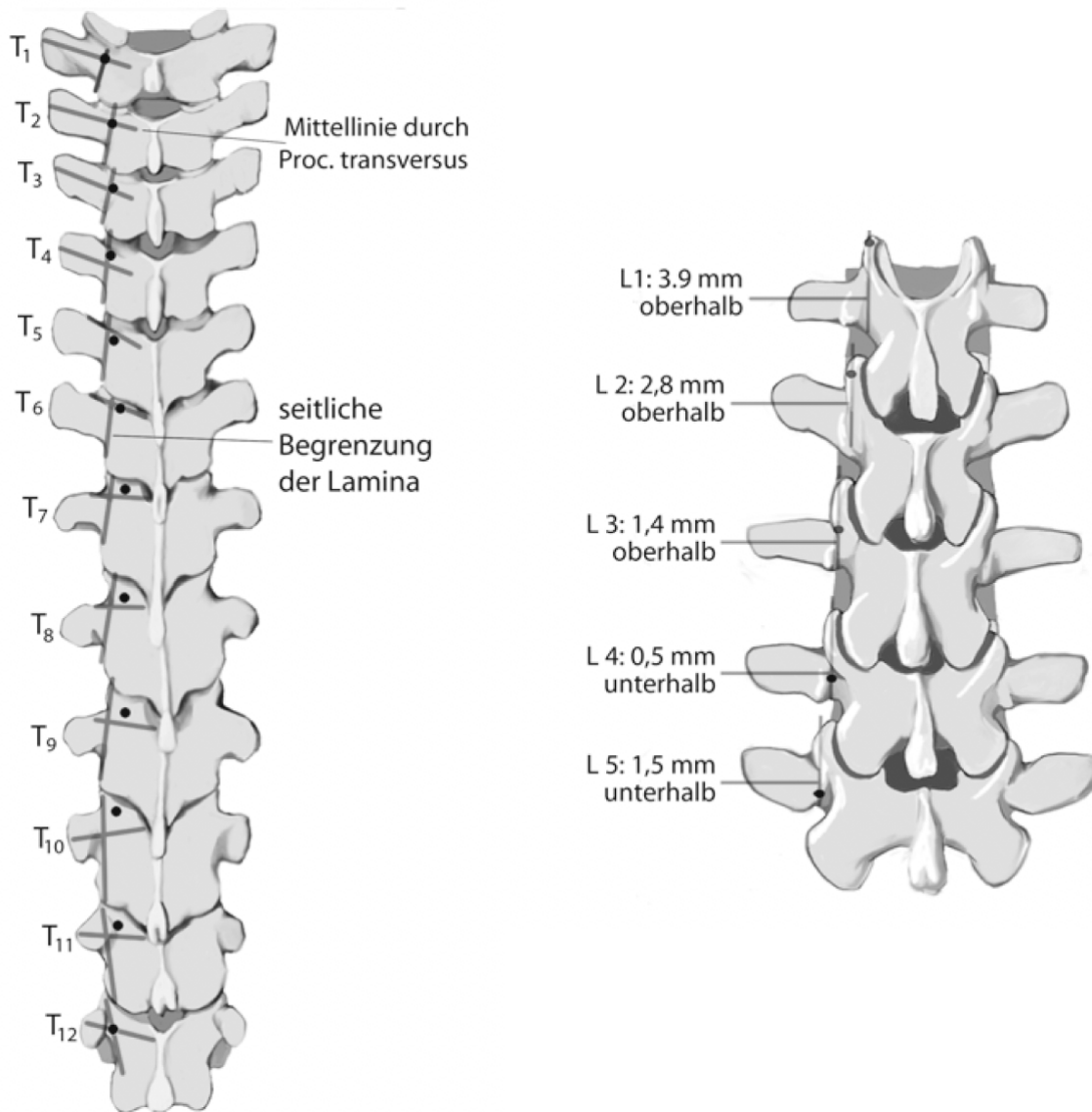


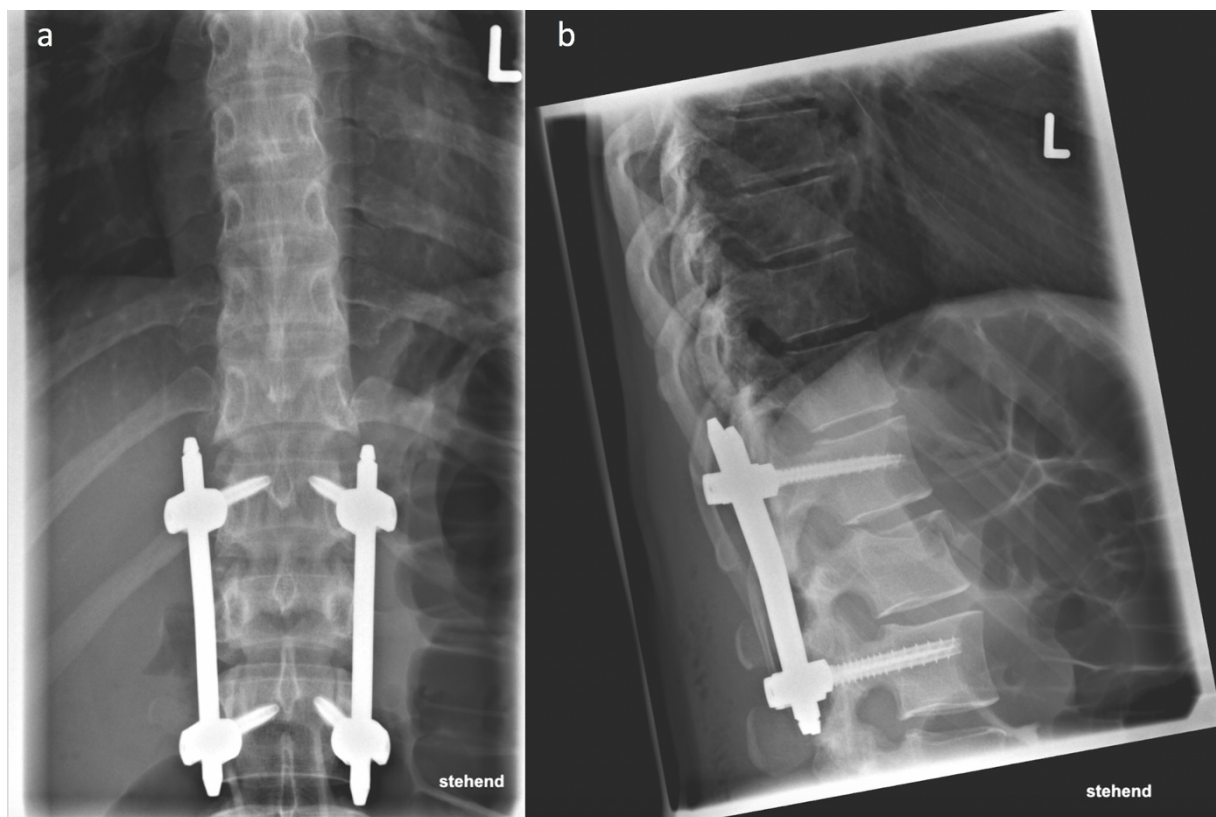
Abbildung 4: Pedikelschraubeneintrittspunkte der BWS und LWS
 Anatomisch korrekte Pedikelschraubeneintrittspunkte an der BWS (links) und der LWS (rechts). Aus „Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung“ (26), mit Genehmigung durch Springer Nature.

Bei der minimalinvasiven Operationstechnik werden die Pedikel im a.-p. Strahlengang aufgesucht und darüber jeweils ca. 2 cm lange Hautinzisionen durchgeführt. Subkutis und Faszie werden durchtrennt und die darunterliegende Muskulatur stumpf gespalten. Eine Knochenbiopsienadel wird nun auf die laterale Begrenzung des Pedikelauges aufgesetzt und im a.-p. Strahlengang kontrolliert vorgetrieben, ohne die mediale Begrenzung des Pedikelauges zu übertreten. Im seitlichen Strahlengang wird nun die Eindringtiefe der Nadel kontrolliert. Befindet sich die Nadel bereits im Wirbelkörper, kann deren Seele entfernt und

ein Führungsdraht eingebracht werden. Mit diesem lässt sich nun die Spongiosa des Wirbelkörpers ertasten. Nun kann über den Führungsdraht die kanülierte Pedikelschraube unter seitlicher Bildverstärkerkontrolle eingebracht werden. Gegebenenfalls ist vor diesem Schritt noch ein Gewindeschneiden nötig, wobei darauf geachtet werden muss, dass es nicht zur Disklokation des Führungsdrahtes kommt.

Bei beiden Operationsverfahren werden die Schrauben nach Einbringen über einen Längsträger winkelstabil verbunden.

Entscheidend für beide Operationsverfahren ist die richtige Einstellung des Bildverstärkers. So muss sich der a.-p. Strahlengang immer an der Ausrichtung der Wirbel orientieren und planparallele Boden- und Deckplatten aufweisen. Spezielle Risiken der Operation sind die Verletzung von Rückenmark oder Nervenwurzeln sowie die Verletzung von Aorta, Vena cava oder Brust- bzw. Bauchorganen (26). Abbildung 5 zeigt eine postoperative Röntgenaufnahme in zwei Ebenen nach Behandlung einer Fraktur des LWK 1 mittels dorsaler Stabilisierung mit einem Fixateur interne von BWK 12 auf LWK 2.



*Abbildung 5: Postoperative Röntgenaufnahmen nach dorsaler Stabilisierung
Dorsale Stabilisierung mit Fixateur interne von BWK 12 auf LWK 2 bei einer jungen Patientin mit Fraktur des LWK 1 nach Pferdesturz. a: a.-p. Sicht. b: Sicht von lateral. Postoperative Röntgenaufnahme aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie am Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel.*

1.2.3 Vergleich der minimalinvasiven mit der offenen Operationstechnik

In einem Begleitwort zur Schwerpunktausgabe zu minimalinvasiver Wirbelsäulenchirurgie versuchen sich die Autoren an einer Definition der Selbigen. Minimalinvasive Wirbelsäulenchirurgie sei die chirurgische Technik, welche zu weniger kollateralem Gewebeschaden führt und daher in messbarer Abnahme der Morbidität und rascherer funktioneller Wiederherstellung gegenüber dem traditionellen Vorgehen resultiert, ohne sich dabei auf das eigentliche Operationsziel auszuwirken. Damit für eine Operation die Bezeichnung „minimalinvasive Wirbelsäulenoperation“ gerechtfertigt ist, müsse sie bestimmte Bedingungen erfüllen. Sie müsse einen geringeren operationsbedingten Gewebeschaden zur Folge haben; messbare klinische Vorteile wie z.B. Abnahme des Blutverlusts oder Abnahme der Krankenhausverweildauer zeigen; klinisch zweckmäßig sein; und einen positiven sozioökonomischen Effekt haben (27).

Heute sind minimalinvasive Zugänge in der Wirbelsäulenchirurgie weitgehend etabliert. Wurde 2010 noch ein Sechstel der Stabilisierungsoperationen in den USA minimalinvasiv durchgeführt, so war es 2016 bereits ein Drittel, und bis 2020 werden geschätzt mehr als die Hälfte der Wirbelsäulenstabilisierungsoperationen minimalinvasiv durchgeführt werden (28). Die minimalinvasive dorsale Stabilisierung erreicht gleiche Operationsergebnisse und klinische Ergebnisse wie das offene Vorgehen (29–32). Im Vergleich dazu, kann sie jedoch Operationszeit, intraoperativen Blutverlust, postoperativen Schmerz und Dauer des postoperativen Krankenhausaufenthalts reduzieren (33–35). Untersuchungen zeigten signifikant mehr Muskelatrophie nach offener Pedikelschraubeninsertion im Vergleich zum minimalinvasiven Vorgehen (36). Jedoch werden die Vorteile, die minimalinvasives Vorgehen mit sich bringt, durch eine erhöhte intraoperative Strahlenbelastung erkauft (33). Für die dorsale Stabilisierung in Brust- und Lendenwirbelsäule zeigte sich die Strahlenbelastung für den Patienten bei der minimalinvasiven Operation etwa doppelt so hoch wie bei offenem Vorgehen (37). Offene Techniken werden teilweise ohne intraoperative Röntgenstrahlung durchgeführt (26). Unterschiede bestehen auch in der Wirtschaftlichkeit der beiden Verfahren. Eine Auswertung prospektive erhobener Daten in den USA zeigte neben den bereits genannten Effekten wie reduziertem intraoperativen Blutverlust und Verkürzung des Krankenhausaufenthalts auch eine signifikante Kostenersparnis bei minimalinvasiven Fusionsoperationen im Vergleich zu offenen Operationen (38).

1.2.4 Einsatzgebiete der Pedikelschraube

Die Pedikelschraube hat durch ihre biomechanischen Eigenschaften und Vorteile gegenüber anderen Implantaten einen hohen Stellenwert in der modernen Wirbelsäulenchirurgie. Sie wird im Rahmen einer dorsalen Stabilisierung als Pedikelschrauben-Stab-System dazu verwendet, einen instabilen Wirbelsäulenabschnitt zu stabilisieren. Die Instabilität eines Wirbelsäulenabschnitts kann dabei verschiedene Ursachen haben. Das Einsatzgebiet der dorsalen Stabilisierung sind die operative Therapie von Deformitäten, Frakturen oder ligamentären Verletzungen, Erkrankungen der Wirbelsäule, degenerativen Veränderungen oder entzündlichen Prozessen. Auch andere Operationsverfahren werden mit einer dorsalen Stabilisierung kombiniert, etwa Fusionsoperationen oder die Implantation eines Wirbelkörperersatzes aus einem Knochenspan oder speziellen Implantaten.

Die operative Therapie von strukturell bedingten Skoliosen ist ein Einsatzgebiet von Pedikelschrauben. Hierbei besteht eine komplexe dreidimensionale Deformität der Wirbelsäule, welche es zu mobilisieren, korrigieren und fixieren gilt, eine knöcherne Spondylodese stellt das Endergebnis dar (39). Die dorsale transpedikuläre Korrekturspondylodese mit Pedikelschrauben-Stab-System ist hierbei eine etablierte Versorgungsoption (40,41). Operative Versorgungsstrategien von anterior oder kombiniert antero-posteriore Verfahren treten gegenüber den rein posterioren Operationsverfahren in den letzten Jahren zunehmend in den Hintergrund (42–45).

Fusionsoperationen, wie sie unter anderem bei degenerativen Segmentinstabilitäten, zu erwartender Instabilität nach Dekompressionsoperationen, operativer Versorgung der Spondylodiszitis oder nach Resektion tumoröser Neubildungen sowie bei chronischen Schmerzsyndromen indiziert sind, werden meist mit Implantation eines Fixateur interne durchgeführt. Dies dient der Vermeidung einer etwaigen Cagedislokation sowie der segmentalen Kompression und der Vorbeugung einer Pseudarthrosenbildung (26,46–52).

Bei der operativen Versorgung von knöchernen oder ligamentären Strukturen wird die dorsale Stabilisierung häufig angewendet. Wie weit die dabei zu instrumentierende Strecke zu wählen ist und ob eine zusätzliche ventrale Versorgung notwendig ist, ist dabei abhängig von der Verletzungsmorphologie und den patientenspezifischen Gegebenheiten. Die aktuelle Leitlinie *Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule* beschreibt die dorsale Stabilisierung als zwingend für Distraktionsverletzungen (Typ B1, B2, B3) und Dislokationsverletzungen (Typ C) sowie für bestimmte Kompressionsverletzungen (Typ A3 und Typ A4). Eine zusätzliche

anteriore Rekonstruktion kann dabei bei Zerstörung der vorderen Säule gegebenenfalls nötig sein (53). Durch spezielle Implantate ist über den eingebrachten Fixateur interne eine Frakturposition möglich (54). Auch Vorerkrankungen der Wirbelsäule spielen eine Rolle bei der Wahl der operativen Therapie von Verletzungen. So sollten Extensionsverletzungen (Typ B3) bei Patienten mit Morbus Bechterew mittels langstreckiger dorsaler Stabilisierung durchgeführt werden, wohingegen hierbei bei Wirbelsäulengesunden eine dorsale Stabilisierung häufig monosegmental durchgeführt werden kann (53,55). Bei der Frakturbehandlung mit dorsaler Stabilisierung oder einer Kombination aus kurzstreckiger Spondylodese mit langstreckiger dorsaler Stabilisierung sollte der Fixateur interne nach 6 – 12 Monaten entfernt werden, um die Bewegungssegmente wieder freizugeben (53).

1.3 Intraoperative Bildgebung und Navigation in der Wirbelsäulen Chirurgie

1.3.1 Entwicklung der intraoperativen Bildgebung

Die intraoperative Durchleuchtung, oder auch Fluoroskopie, geht zurück auf die Entdeckung der, damals noch als X-Strahlen bezeichneten, Röntgenstrahlen durch Wilhelm Röntgen Ende des 19. Jahrhunderts.

Historisch gesehen ermöglichte die intraoperative Bildgebung die Durchführung völlig neuer Verfahren. So war die geschlossene Oberschenkelmarknagelung nach Küntscher erst durch die Entwicklung des Einkessel-Röntgendiagnostik-Generator der 1930er Jahre, der sogenannten „Röntgenkugel“, überhaupt durchführbar.

In den 1950er Jahren wurde mit dem C-Bogen ein System entwickelt, welches - in weiterentwickelter Technik - bis heute seinen Platz in den Operationssälen fest etabliert hat. Prinzip dieser Neuerung war die feste Kopplung von Röntgenquelle/Strahlenerzeuger und Röntgendetektor/Bildempfänger über einen C-förmigen Arm, möglich gemacht durch die Entwicklung der Bildverstärkerröhre von Coltman 1948 (56). Da er Bewegungsfreiheiten in allen drei Ebenen besitzt, erlaubt der C-Bogen die Darstellung bestimmter Körperabschnitte aus allen Winkeln. Hatten die ersten C-Bögen noch eine am Gerät befindliche Betrachtungsoptik, so wurde diese später durch eine an den Bildverstärkerausgangsschirm angebrachte Kamera ersetzt. Die Bilder konnten so auf einen Fernsehmonitor fernab der Strahlenquelle übertragen werden. Digitale Durchleuchtungssysteme mit Flachdetektoren, auch Flatpanel genannt, entwickelten sich seit der Jahrtausendwende von aufwendigen und

speziellen Fragestellungen vorbehaltenen Spezialwerkzeugen hin zu in unfallchirurgischen Operationssälen oft eingesetzten intraoperativen Bildgebungsinstrumenten. Bildqualität, räumliche Auflösung und Kontrast sind bei der Darstellung durch Flachdetektoren hochwertig (57). Durch röntgenstrahlensensible Halbleitertechnik kann umgehend ein digitales Röntgenbild erstellt werden. Flachdetektoren ermöglichen zudem bei gleicher Bildqualität eine Strahlenreduktion im Vergleich zu konventionellen Bildverstärkersystemen mit Kameras. Großformatige Flachdetektor-C-Bögen liefern ein quadratisches Bild mit größeren Ausmaßen als das von konventionellen C-Bögen erzeugte runde Bild. Über spezielle Schnittstellen können die erzeugten intraoperativen Bilder in das Bildarchivierungs- und Kommunikationssystem der Klinik übertragen werden (58).

Moderne C-Bögen sind zudem häufig zur Anfertigung eines dreidimensionalen Datensatzes befähigt. Hierbei wird eine Computertomographie (CT)-ähnliche Darstellung erzeugt, erreichte Repositionen oder die Lage von eingebrachten Osteosynthesematerialien können somit präzise intraoperativ dargestellt werden, eine gegebenenfalls nötige Revision kann unmittelbar durchgeführt werden. Häufige unfallchirurgisch-orthopädische Einsatzgebiete der intraoperativen 3D-Bildgebung mittels C-Bogen sind u.a. die Versorgung von Verletzungen der Wirbelsäule, des Beckens, des Schienbeinkopfes, des Sprunggelenks oder des Fersenbeins (59).

Die Spitze der intraoperativen Bildgebung zeigt sich heute in sogenannten Hybridoperationssälen. Hierbei handelt es sich um Operationssäle, in denen verschiedenste interventionelle oder operative Prozeduren aus verschiedenen Fachbereichen durchgeführt werden können. Dazu nötig ist die Vernetzung der einzelnen Bestandteile des Operationssaals, wie der meist fest installierten 3D-Bildgebungseinheit, dem Operationstisch, dem Klinikinformationssystem und gegebenenfalls dem Navigationssystem (60).

Mittlerweile sind auch vollwertige CT-Geräte für die intraoperative Bildgebung verfügbar (61,62).

1.3.2 Etablierte Systeme zur Navigation

Erstmals in der Literatur beschrieben wurden Navigationshilfen bereits im Jahre 1908 von Clarke und Horsley. Diese führten stereotaktische Untersuchungen an zentralen Stammganglien des Kleinhirns durch (63). Die Idee der Navigation geht damit auf die spätestens in den 1980er Jahren in der Neurochirurgie etablierte Stereotaxie zurück. Bereits

Jahre zuvor war diese für verschiedene Anwendungen wie die chirurgische Therapie der Parkinson-Krankheit beschrieben worden. Bei der klassischen Stereotaxie wird die Operationslokalisation geometrisch ermittelt und die eigentliche Operation dann über einen mit dem Schädel verbundenen Rahmen mit geführten Instrumenten durchgeführt. In den 1970er Jahren konnte dann die Stereotaxie mit der CT-Bildgebung vereint werden, wodurch sich noch breitere Anwendungsmöglichkeiten in der Neurochirurgie boten (64–67). In weiterer Folge ermöglichte die Navigation den Verzicht des Stereotaxierahmens im Operationssaal (68).

In der Wirbelsäulenchirurgie werden bereits seit mehreren Jahren Navigationsverfahren angewendet. Navigationssysteme bestehen aus so genannten Workstations, durch die die verfügbaren Bilddatensätze in Echtzeit zwei- oder dreidimensional dargestellt werden. Eine Navigationskamera ist nötig, um Instrumente oder am Patienten befestigte Referenztracker zu erkennen. Bezüglich der Bilddatensätze bestehen zwei verschiedene Formen der Navigation. Zum einen kann ein präoperativ erhobener Datensatz aus der konventionellen CT-Bildgebung für die Navigation verwendet werden. Dazu muss im Operationssaal jedoch der präoperativ angefertigte CT-Datensatz mit den reellen Verhältnissen – also dem Patienten – in Übereinstimmung gebracht werden. Dies wird als Referenzierung oder auch Matching bezeichnet. Für diese Referenzierung sind im Rahmen der Planung im Bilddatensatz festgelegte Punkte auf dem zu navigierenden Knochen des Patienten unter Sicht der Kameras abzugreifen. Ein Vorteil der Verwendung eines präoperativen CT-Datensatzes zur Navigation ist die Notwendigkeit zur Planung der Operation. Es besteht jedoch die Gefahr der Diskrepanz zwischen dem Datensatz und den tatsächlichen intraoperativen anatomischen Verhältnissen (68). Die nötige Referenzierung stellt zudem eine Fehlerquelle dar (69). Zum anderen kann ein Bilddatensatz durch intraoperative Bildgebung im Operationssaal angefertigt und für die Navigation verwendet werden.

Sowohl zwei- als auch dreidimensionale Navigationsverfahren existieren. Die 2D-Navigation bedient sich intraoperativ angefertigter konventioneller Fluoroskopie. Mit einem kompatiblen Bildwandler können hierfür Navigationssysteme verschiedener Hersteller, z.B. Kick[®] (Brainlab AG, München, Deutschland) oder SpineMap Go[®] (Stryker, Kalamazoo, Michigan, USA) verwendet werden. Für die 3D-Navigation existieren verschiedene Modelle unterschiedlicher Hersteller mit unterschiedlichen Funktionsweisen. Produkte verschiedener Hersteller sind neben der klassischen zweidimensionalen Bildgebung mittels Fluoroskopie zur

digitalen Volumentomografie befähigt. Dieses Verfahren wird in der Literatur der englischen Bezeichnung folgend als cone beam CT (cone-beam computed tomography, cbCT) bezeichnet. Hierbei wird ein konusförmiges Strahlenbündel um das abzubildende Objekt rotiert und gegenseitlich von einem Flachdetektor detektiert. Aus den Daten wird dann ein dreidimensionaler Datensatz generiert, welcher in multiplanaren Rekonstruktionen oder als Volumengrafik dargestellt werden kann. Gegenüber einer konventionellen CT-Bildgebung bestehen stärkere durch Streustrahlung bedingte Bildartefakte (70). Der C-Bogen Vision FD Vario 3D[®] (Fa. Ziehm Imaging GmbH, Nürnberg, Deutschland) kann ebenso wie Siremobil Iso-C 3D[®] (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) neben der konventionellen fluoroskopischen Bildgebung einen 3D-Bilddatensatz generieren, welcher dann für die Navigation genutzt werden kann (71,72). Der O-ARM[™] (Medtronic, Minneapolis, Minnesota, USA) verfügt ebenso über die Möglichkeiten der konventionellen Fluoroskopie und der Erstellung eines 3D-Datensatzes. Auch der motorisierte C-Bogen Artis zeego[®] (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) erlaubt neben zweidimensionalen fluoroskopischen Aufnahmen die Anfertigung eines dreidimensionalen Datensatzes, welcher dann für die Navigation verwendet werden kann (37). Mit AIRO[®] (Brainlab AG, München, Deutschland) und BodyTom[®] (NeuroLogica, Danvers, Massachusetts, USA) sind zudem CT-Geräte für die intraoperative Bildakquirierung verfügbar (61,62). Die intraoperative Bildgebung mittels CT hat jedoch den Nachteil, dass keine Fluoroskopie verfügbar ist. Wird eine fluoroskopische Darstellung benötigt, muss zusätzlich ein C-Bogen in den Operationssaal geschoben werden (70). Ebenso wie die Geräte zur intraoperativen 3D-Bildgebung existieren verschiedene Navigationsanwendungen unterschiedlicher Hersteller. Beispiele von Navigationsanwendungen sind StealthStation[™] S8 (Medtronic, Minneapolis, Minnesota, USA), 7D Surgical System (7D Surgical, Toronto, Ontario, Kanada), SpineMap[®] (Stryker, Kalamazoo, Michigan, USA) und Brainlab Navigationssoftware für Wirbelsäulen Chirurgie (Brainlab AG, München, Deutschland).

Verschiedene Autoren sind sich darin einig, dass die Navigation kein Instrument für den Anfänger ist. Sie kann die Erfahrung eines Wirbelsäulen Chirurgen nicht ersetzen sondern ist als nützliches Instrument in den Händen des erfahrenen Wirbelsäulen Chirurgen oder für spezielle Fragestellungen zu sehen (72,73).

1.3.3 Augmented Reality Surgery Navigation

Das hier getestete Navigationssystem wird in der vorliegenden Arbeit als Augmented Reality Surgical Navigation (ARSN) bezeichnet. Ein geschützter Markenname besteht nicht. Es handelt sich um die von Philips Medical Systems entwickelte "Surgical Navigation R1.5" Software-Anwendung. Im Gegensatz zur früheren Version der Software, der „Surgical Navigation R1.0“, welche bereits Objekt mehrerer Untersuchungen war, besitzt „Surgical Navigation R1.5“ die zusätzliche Funktion, Marker auf Operationsinstrumenten zu erkennen, diese Instrumente somit zu erfassen und im Rahmen der Navigation deren Richtung und Eindringtiefe auf den 3D-Datensatz zu übertragen und so im Sinne von Virtual Reality auf dem Bildschirm anzuzeigen.

Die Navigationsanwendung funktioniert gemeinsam mit der deckenmontierten Angiographieanlage Allura Xper FD20 mit FlexMove (Fa. Philips, Best, Niederlande). Hierbei handelt es sich um ein Flachdetektorsystem mit hoher Flexibilität mit dem, neben klassischer Fluoroskopie, intraoperative 3D-Bildgebung mittels cbCT möglich ist (Abbildung 6). Das durchgeführte cbCT kann für die Darstellung der Wirbelsäule optimiert werden (XperCT Spine, Philips, Best, Niederlande). Die Erstellung des 3D-Datensatzes erfolgt aus 302 Röntgenprojektionen, welche während einer ca. 10 Sekunden dauernden 180°-Rotation um das abzubildende Objekt generiert werden. Die abgebildete Region entspricht den Ausmaßen 25 x 25 cm in der axialen Ebene bei einer kraniokaudalen Ausdehnung von 19,5 cm (74). Die Aufhängung des C-Bogens an einem Deckenschienensystem erlaubt seine freie Bewegung in allen Ebenen durch den Operationsraum um den Operationstisch herum. Er ist voll motorisiert und wird von einer Steuereinheit aus bedient (75).

Im Rahmen des C-Bogens befinden sich vier Navigationskameras. Diese erkennen die Position der auf der Haut aufgebrachten Marker und der Marker auf den speziell kalibrierten Operationsinstrumenten.



*Abbildung 6: Deckenangebrachte Angiographieanlage im Hybridoperationssaal
Angiographieanlage Allura Xper FD20 mit FlexMove (Fa. Philips, Best, Niederlande) im
Hybridoperationssaal des Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel.*

ARSN ist ein oberflächenreferenziertes Navigationssystem. Zur Referenzierung werden acht bis zehn sterile Marker verwendet (Abbildung 7). Diese sind etwa münzgroß und selbstklebend und werden nach Lagerung, chirurgischer Desinfektion und sterilem Abdecken des Patienten auf das Operationsgebiet aufgebracht. Dabei sollten die Marker nicht im Bereich des erwarteten operativen Zugangs angebracht werden, damit sie für den Hautschnitt nicht entfernt werden müssen. Auch dürfen die Marker nicht symmetrisch angebracht werden, zum Beispiel achsensymmetrisch um die Verbindungslinie der Proc. spinosi, da dies die Qualität der Referenzierung und Navigation beeinträchtigen kann. Es wird für das System also keine knöcherne Referenz, wie zum Beispiel ein an einem Proc. spinosus angebrachtes Kugelkonstrukt, benötigt. Eine zusätzliche Inzision, wie sie zum Anbringen mancher Referenzgebilde nötig sein kann, muss daher nicht erfolgen.

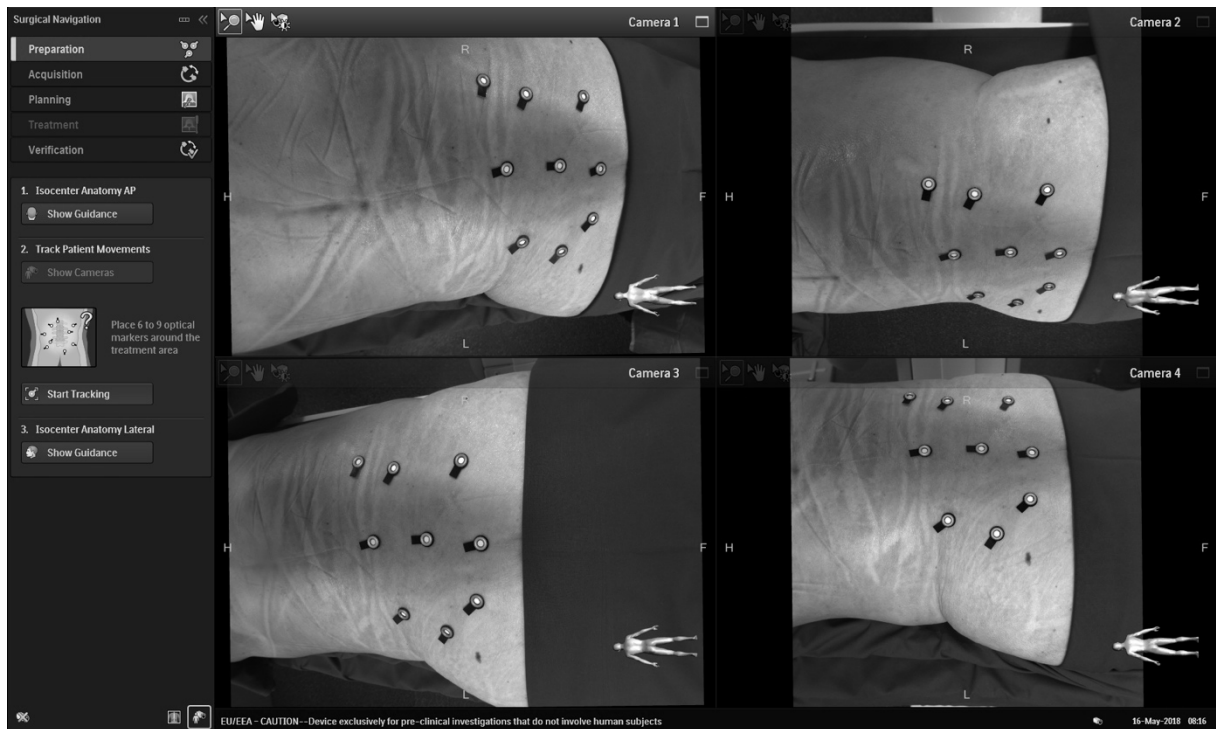


Abbildung 7: Referenzierung über auf der Haut aufgebrachte optische Marker. Diese werden von den vier im Flachdetektorrahmen angebrachten Navigationskameras erkannt.

Nachdem die Marker angebracht sind, kann nun die Akquirierung des 3D-Datensatzes mittels cbCT erfolgen. Dazu wird die Region von Interesse mittels des C-Bogens unter einmaliger fluoroskopischer a.-p. Bildgebung aufgesucht (Abbildung 8). Danach erfolgt die dreidimensionale Bildgebung, während der der C-Bogen einen schraubenförmigen Halbkreis um die darzustellende Region vollführt. Der Scan dauert nur wenige Sekunden. Es können abhängig von der Größe der Wirbel ca. vier bis sechs Segmente mit einem Scan dargestellt werden. Während des Scans kann das Operationsteam den Operationssaal verlassen, um keiner Strahlenbelastung ausgesetzt zu sein. Gerade im Bereich der oberen BWS kann eine kurze Unterbrechung der Beatmung nach vorhergehender Präoxygenierung nötig sein, um Bewegungsartefakte in der Bildgebung zu vermeiden. Die Kalibrierung des Datensatzes erfolgt mittels Festlegung einiger anatomischer Punkte, so muss der Operateur unter anderem die Höhe eines bestimmten Segmentes definieren sowie die Mitte des Spinalkanals auf einer bestimmten Höhe festlegen (Abbildung 9).



Abbildung 8: Festlegung der Region für das Planungs-cone beam CT.
Aus dem hier markierten Bereich wird im nächsten Schritt der 3D-Datensatz erstellt.



Abbildung 9: Identifikation des 3D-Datensatzes durch die Software.
Die einzelnen Segmente werden von der Software erkannt. Der Operateur muss nun bestimmte anatomische Landmarken festlegen, wie hier im Bild die Mitte des Spinalkanals auf einer bestimmten Höhe (BWK 6).

Mittels des nun vorliegenden Datensatzes plant der Operateur die spätere Schraubenlage virtuell (Abbildung 10). Dabei werden nun virtuelle Pedikelschrauben in die zu instrumentierenden Pedikel gesetzt. Der Operateur kann deren Position dabei in der sagittalen, der frontalen und der axialen Ebene anpassen. Die Ausrichtung der Schraube in der jeweiligen Ebene, die Schraubenlänge sowie den Schraubendurchmesser kann er dabei frei wählen. Bei Schraubenlänge und Schraubendurchmesser muss darauf geachtet werden, nicht an den tatsächlich verfügbaren Materialien vorbei zu planen. Der ideale Schraubeneintrittspunkt wird vom System vorgegeben.

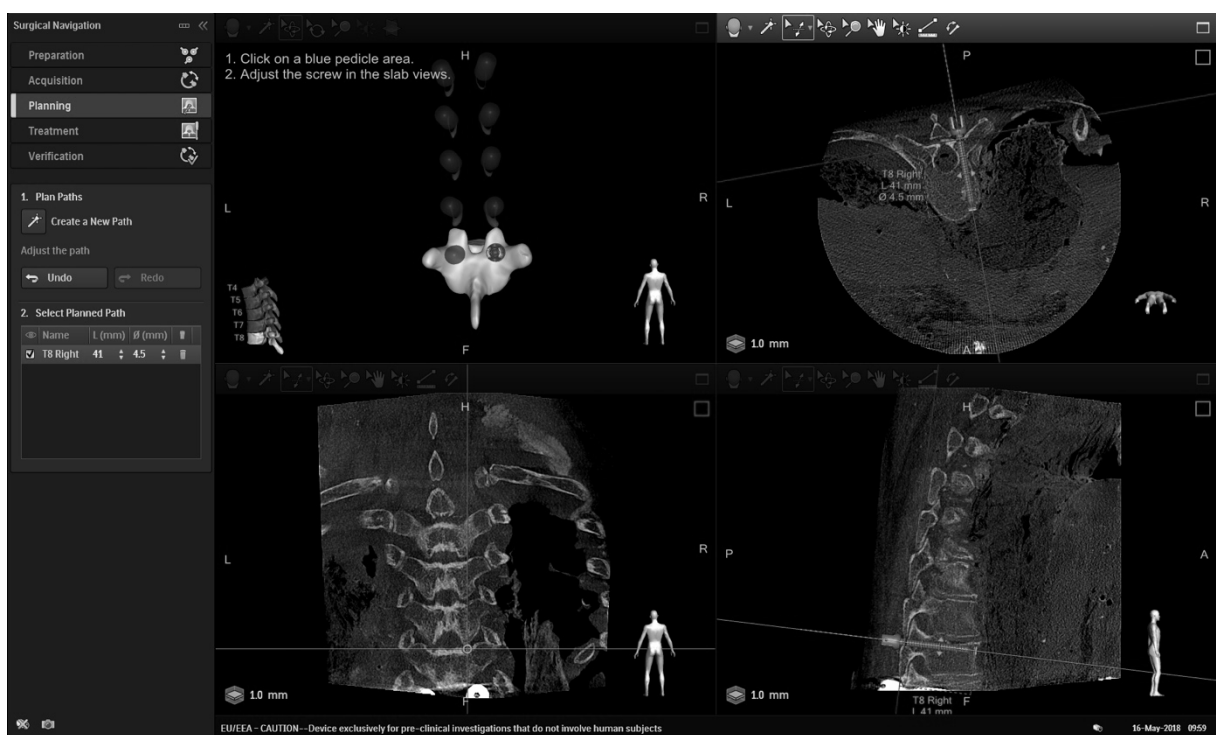


Abbildung 10: Planung der Schraubenlage.

In axialer, coronarer und sagittaler Ebene muss der Operateur nun die Schraubenlage planen. Auch Länge und Durchmesser der Schrauben werden festgelegt.

Ist die Schraubenplanung abgeschlossen, beginnt die eigentliche Operation. Auf einem Bildschirm werden dem Operateur vier Ansichten des Operationsgebiets aus verschiedenen Winkeln angezeigt (Abbildung 11). Dabei zeigen manche Ansichten den akquirierten 3D-Datensatz mit darauf projiziertem Operationsinstrument und manche den Blick durch die im Flachdetektorrahmen angebrachten Kameras. Mittels Augmented Reality wird nun die vorgesehene Lokalisation für den Hautschnitt über das Bild des Patienten gelegt. An dieser Stelle erfolgt der Hautschnitt. Es erfolgt nun nach den verfahrensunabhängigen

Operationsschnitten wie Durchtrennung der Subkutis und Faszie sowie stumpfer Präparation durch die Muskulatur, das Einsetzen der speziell kalibrierten und mit Marker versehenen Knochennadel.

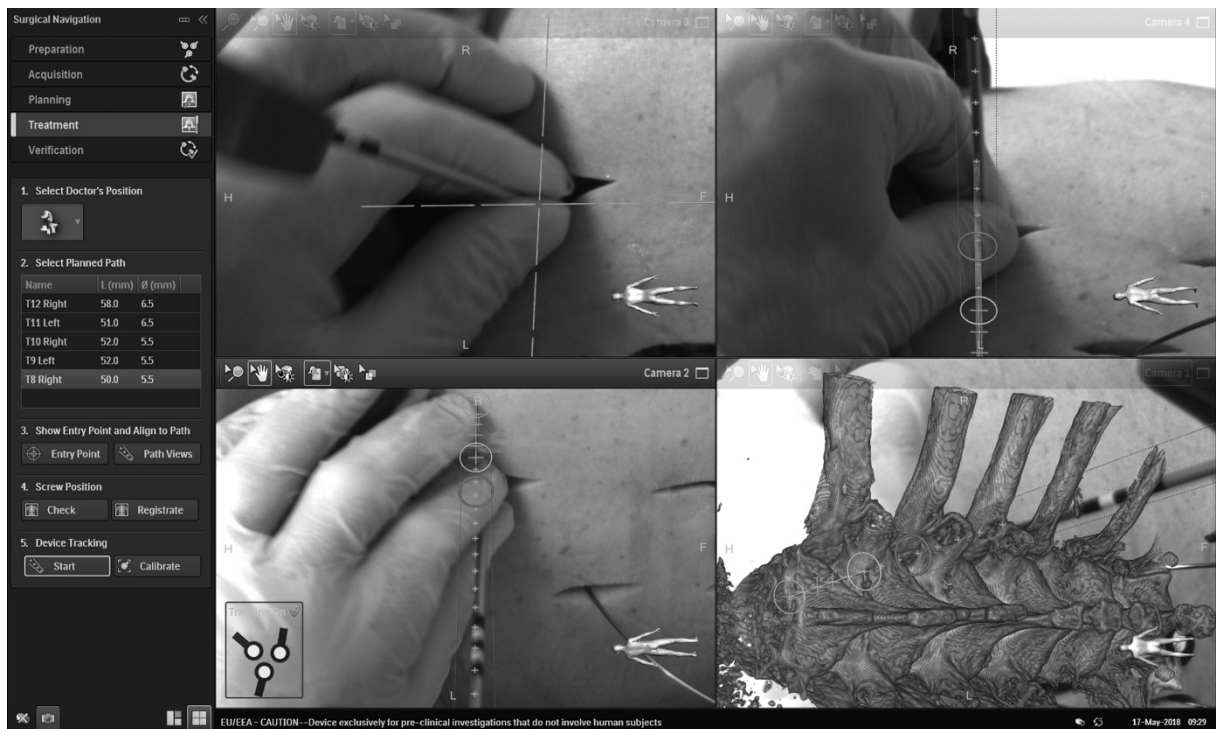


Abbildung 11: Intraoperative Ansicht – Hautschnitt und Einbringen der Knochennadel
 Auf den vier Feldern des Bildschirms wird dem Operateur zu Beginn die Körperoberfläche des Patienten angezeigt. Hierauf ist mittels Augmented Reality die exakte Position für den Hautschnitt (Feld oben links) und die geplante Richtung des Operationsinstrumentes projiziert (Felder unten links, oben rechts und unten rechts). Zudem ist die Position der Wirbelsäule abgebildet (Feld unten rechts).

Auf den vier Feldern des Bildschirms sind die referenzierten knöchernen Strukturen des Patienten, also die Wirbelsäule, in der Lage abhängig von der darüber liegenden Haut sowie die Körperoberfläche des Patienten sichtbar. Das Operationsinstrument ist nun ebenfalls sichtbar, und zwar in allen vier Feldern des Bildschirms jeweils mit der aktuellen Position und Eindringtiefe sowie mit der vorher geplanten Position, um die angestrebte Schraubenlage zu erreichen (Abbildung 12). In Virtual Reality ist nun das Eindringen der Knochennadel in den Pedikel sichtbar (Abbildung 13). Danach wird, erneut verfahrensunabhängig, der entsprechende Führungsdraht durch die Knochennadel in die Spongiosa des Wirbelkörpers eingebracht. Die Tiefe des Drahts ist in der Navigation nicht sichtbar, da dieser nicht vom Navigationssystem erkannt wird. Um auf die Wirbelsäule einwirkende Rotations- und

Druckkräfte, welche das Verhältnis der Wirbelsäule zur darüber liegenden Haut beeinflussen könnten, zu vermeiden, wird empfohlen zunächst in alle zu instrumentierenden Pedikel Führungsdrähte einzubringen und erst danach gegebenenfalls ein Gewinde zu schneiden oder direkt die Pedikelschrauben einzubringen. Sollte der C-Bogen während eines Operationsschrittes den Operateur behindern, ist ein Positionswechsel des C-Bogens möglich (Abbildung 14).

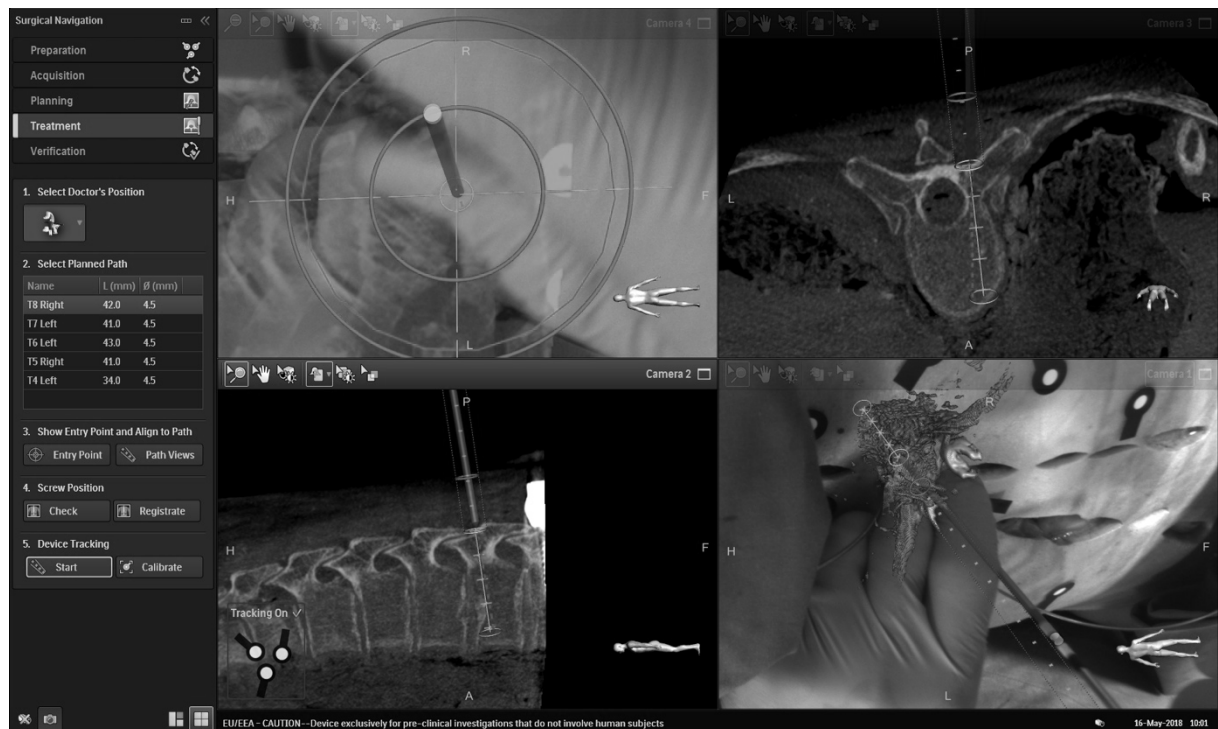


Abbildung 12: Intraoperative Ansicht – Eröffnen des Pedikels

Tatsächliche und geplante Position und Richtung des Operationsinstrumentes werden während der Operation angezeigt. Die Spitze der Knochennadel befindet sich hier auf dem Eintrittspunkt. Die Position der Knochennadel muss hier durch den Operateur noch korrigiert werden, um den geplanten Pfad (gepunktete Linie) zu erreichen. In der sagittalen Ebene besteht bereits eine Übereinstimmung der derzeitigen Knochennadelposition mit dem geplanten Pfad.

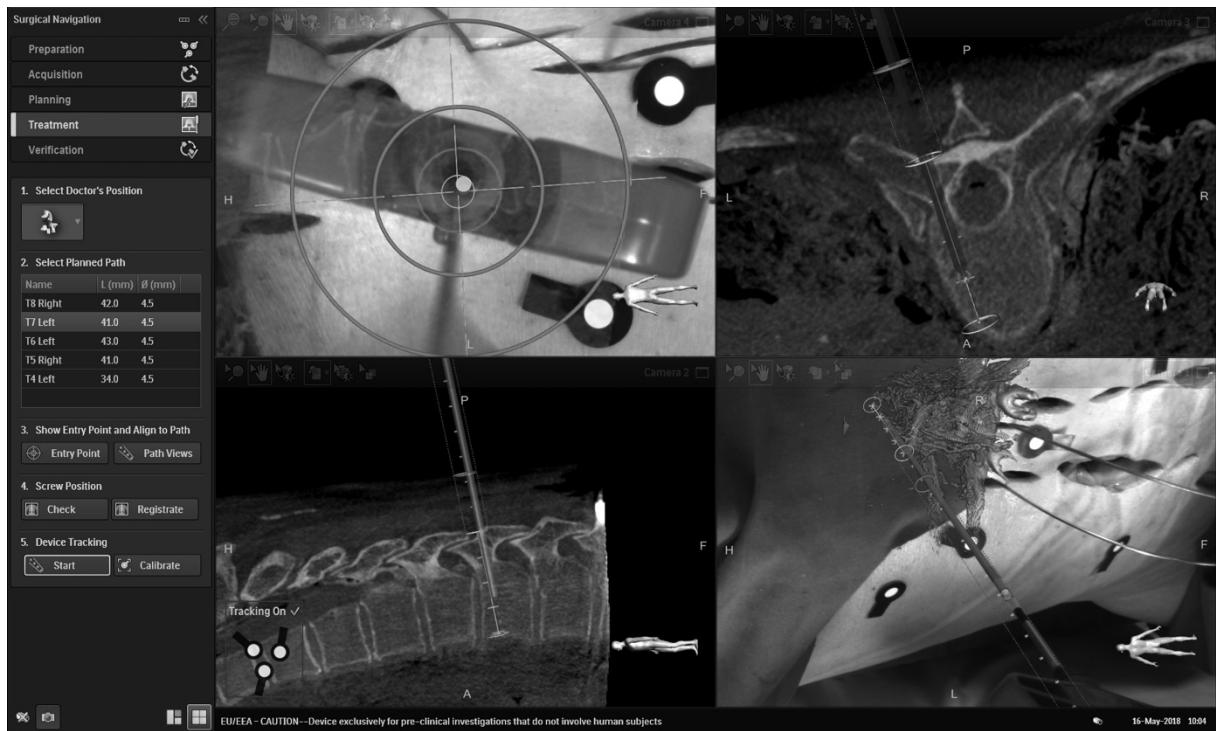


Abbildung 13: Intraoperative Ansicht – Einbringen der Knochennadel

Der geplante Pfad konnte hier eingehalten werden. Zu sehen ist, dass die Knochennadel bereits durch den Pedikel in den Wirbelkörper vorgedrungen ist. In der axialen (Feld oben rechts) und sagittalen (Feld unten links) Ansicht zeigt sich die korrekte Lage der Knochennadel. Der Führungsdraht kann nun eingebracht werden.

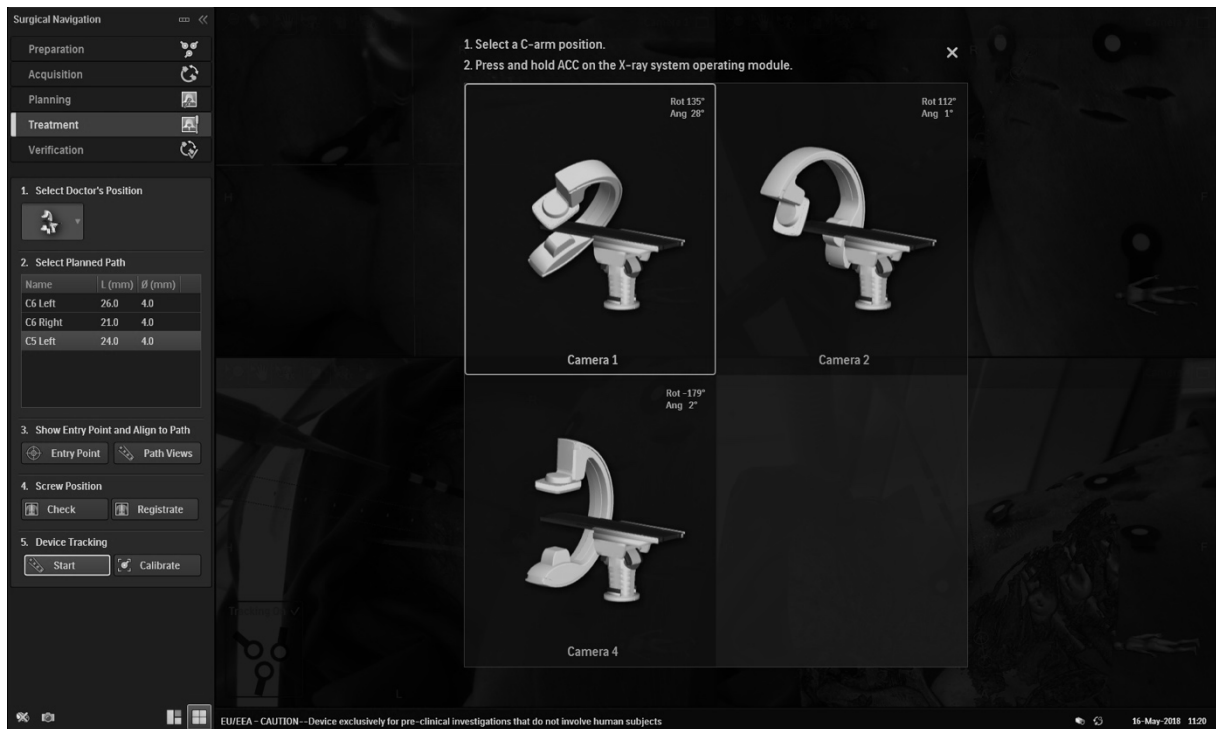


Abbildung 14: Positionswechsel des C-Bogens

Sollte der Flachdetektor des C-Bogens den Operateur behindern, oder sollte durch den Operateur die Sicht der Kameras auf die Marker behindert werden, ist eine Neupositionierung des C-Bogens an der Steuerkonsole möglich.

Sind alle gewünschten Schrauben eingebracht, kann ein erneutes cbCT zur Kontrolle der Schraubenlage durchgeführt werden. Sollte hierbei eine revisionspflichtige Fehllage erkannt werden, kann die Revision unmittelbar im Anschluss erfolgen und das Ergebnis erneut mittels cbCT überprüft und dokumentiert werden (Abbildung 15).



Abbildung 15: Festlegung der Region für das postoperative cone beam CT
Das intra- oder postoperative cbCT zur Verifikation der Schraubenlage („Verification Scan“) wird von dem markierten Bereich angefertigt.

1.4 Fragestellung

Primäres Ziel der vorliegenden Studie war es, die Machbarkeit und klinische Genauigkeit der Navigation mittels ARSN für die minimalinvasive Pedikelschraubeninsertion in Brust- und Lendenwirbelsäule zu erheben und einen Vergleich mit der minimalinvasiven Methode mittels Fluoroskopie anzustellen.

Sekundäre Ziele bestanden in der Messung und im Vergleich der benötigten Zeit und der verwendeten Strahlendosis zwischen den beiden Methoden.

2 Methoden

2.1 Studiendesign

In der durchgeführten Kadaverstudie wurden alle Pedikel der Brust- und Lendenwirbelsäule von vier frischen Kadavern mit Pedikelschrauben instrumentiert. Es wurden polyaxiale Pedikelschrauben (BWK 1 bis BWK 9: Schraubengröße 5,5 mm x 40 mm; BWK 10 bis LWK 5: Schraubengröße 6,5 mm x 45 mm) verwendet. Die Schrauben verbindende Längsträger wurden nicht eingebracht.

Es wurden zwei unterschiedliche minimalinvasive Techniken angewandt: Mittels einerseits ARSN und andererseits der fluoroskopischen Methode wurde pro Wirbel jeweils ein Pedikel instrumentiert. Begonnen wurde jeweils bei LWK 5 mit einer der zwei Techniken, jeweils zufällig ausgewählt. Jede Technik wurde jeweils in einem Zickzackmuster nach kranial angewendet (nach LWK 5 rechts kam LWK 4 links, dann LWK 3 rechts, usw.). In der vorliegenden Arbeit werden die beiden Gruppen als NAV-Gruppe (mittels ARSN navigiert gesetzte Pedikelschrauben) und FLUORO-Gruppe (mittels Fluoroskopie gesetzte Schrauben) bezeichnet.

Die Studie wurde in einem Hybridoperationssaal mit einem motorisierten Karbonfasertisch und einem deckenmontierten C-Arm (Allura Xper FD20, Philips, Best, Niederlande) durchgeführt. Der C-Arm wurde sowohl für die Durchführung des cbCT als auch für die Fluoroskopie genutzt.

Alle Operationen wurden von einem einzigen Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie mit mehr als 12 Jahren Erfahrung in der Pedikelschraubeninsertion durchgeführt.

Es wurden zunächst in die Pedikel der gesamten Brust- und Lendenwirbelsäule nur die Führungsdrähte eingebracht. Die zum Einsetzen eines Führungsdrahtes benötigte Zeit wurde jeweils gemessen. Die Strahlendosis wurde in Kerma (AK, Air Kerma, angegeben in mGy) und Dosisflächenprodukt (DAP, dose area product, angegeben in $mGy \times cm^2$) ermittelt. Erst nachdem alle Führungsdrähte eingebracht waren, wurden die Pedikelschrauben entsprechend über die Führungsdrähte ohne weitere Bildgebung eingebracht.

Postoperativ wurde von jedem Kadaver eine konventionelle CT-Untersuchung der Wirbelsäule durchgeführt. Drei medizinische Spezialisten (als *Rater* bezeichnet) beurteilten voneinander unabhängig und verblindet für die Operationsmethode die Lage jeder einzelnen Schraube anhand der postoperativen CT-Bilder abgeleitet nach dem Gertzbein-Score (Grad 0: korrekte

Schraubenlage im Pedikel, keine Perforation des Pedikels; Grad 1: Minor Perforation, Überstand der Schraube aus dem Pedikel bis 2 mm; Grad 2: Mäßige Perforation des Pedikels, Fehllage der Schraube zwischen 2 mm und 4 mm; Grad 3: Überstand der Schraube ab 4 mm) (76). Neben der Auswertung der einzelnen Grade, wurden Grad 0 und Grad 1 als „genaue Schraubenlage“, Grad 2 und Grad 3 als „ungenau Schraubenlage“ definiert. Diese Klassifikation der Pedikelschraubenlage wurde gewählt, da sie objektiv erhebbbar ist und bereits in Vorstudien angewandt wurde und somit eine Vergleichbarkeit der Resultate ermöglicht.

2.2 Statistische Auswertung

Der Median der drei Rater wurde für die weitere statistische Analyse verwendet. Die Interrater-Reliabilität wurde mittels Intraklassenkoeffizient (Intra-class coefficient, ICC) erhoben (ICC < 0,40 schwache Übereinstimmung, 0,40 < ICC < 0,59 leidliche Übereinstimmung, 0,60 < ICC < 0,74 gute Übereinstimmung, 0,74 < ICC exzellente Übereinstimmung) (77).

Für den Gertzbein-Score wurde das relative Risiko mit dem 95%-Konfidenzintervall bestimmt. Der Exakte Test nach Fisher wurde verwendet, um auf statistisch signifikante Genauigkeitsunterschiede der Schraubenlage zwischen den beiden Gruppen zu prüfen. Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test wurde als nicht-parametrischer Test angewendet, um die gepaarte Information der Schraubenlage in den beiden jeweils zu einem Wirbel gehörigen und mit den unterschiedlichen Methoden instrumentierten Pedikeln zu vergleichen.

Für die NAV-Gruppe wurde die Strahlendosis des Planungs-cbCT ermittelt und dann sowohl durch die Anzahl der operierten Ebenen als auch durch zwei geteilt (da pro Wirbel nur einer der beiden Pedikel navigiert instrumentiert wurde). Für die FLUORO-Gruppe konnten die Werte pro Führungsdraht direkt ermittelt werden.

Die Strahlendosis sowie die Zeit der Drahtinsertion wurden angegeben als Mittelwert, Median und Standardabweichung. Der ungepaarte t-Test wurde für den Vergleich metrischer Variablen genutzt. Für die statistische Analyse wurde IBM® SPSS® Statistics Version 24 verwendet. Ein p-Wert < 0,05 wurde als statistisch signifikant angesehen.

3 Ergebnisse

3.1 Genauigkeit

Die Interrater-Reliabilität der drei Rater lag bei 0,64 und entsprach damit einer guten Übereinstimmung. Der Median konnte somit verlässlich als Grundlage der weiteren statistischen Auswertung verwendet werden.

48 Pedikel der Brustwirbel und 20 Pedikel der Lendenwirbel wurden mit den entsprechenden Schrauben in der NAV-Gruppe instrumentiert. Hiervon waren 39 Schrauben Grad 0, 25 Schrauben Grad 1, drei Schrauben Grad 2 und eine Schraube Grad 3. Von den als Grad 2 gewerteten Schrauben brachen zwei durch die mediale und eine durch die laterale Kortikalis. Die als Grad 3 gewertete Schraube durchbrach die laterale Kortikalis.

Eine genaue Schraubenlage wurde als Grad 0 und Grad 1 festgelegt, eine ungenaue Lage als Grad 2 und Grad 3. Die in der NAV-Gruppe erreichte Genauigkeit (Grad 0 und 1) lag bei 94,1 % (64 von 68 Schrauben). Eine ungenaue Schraubenlage lag demnach in 5,9 % der Fälle vor (4 von 68 Schrauben).

Ebenso wurden in der FLUORO-Gruppe 48 Schrauben in die Pedikel der Brustwirbel und 20 Schrauben in die Pedikel der Lendenwirbel gesetzt. Die Genauigkeit (Grad 0 und 1) betrug hierbei 88,2 % (60 von 68 Schrauben), eine ungenaue Lage wurde dementsprechend in 11,8 % der Fälle beobachtet (8 von 68 Schrauben). Von den acht ungenau platzierten Schrauben wurden sieben als Grad 2 gewertet, von denen sechs nach lateral und eine nach medial durchgebrochen war. Eine als Grad 3 gewertete Schraube war nach lateral durchgebrochen. Es konnte eine statistisch signifikant höhere Anzahl an Grad 1 Schraubenlagen in der NAV-Gruppe beobachtet werden ($p = 0,017$). Weitere statistisch signifikante Unterschiede bezüglich der übrigen Grade sowie der Gesamtgenauigkeit bestanden nicht.

Die Genauigkeit der Schraubenlage über der gesamten Wirbelsäule war in beiden Gruppen hoch (NAV-Gruppe: 64/68 Schrauben, 94,1 %; FLUORO-Gruppe: 60/68 Schrauben, 88,2 %), ein statistisch signifikanter Unterschied bestand nicht ($p = 0,183$). Tabelle 1 zeigt die erreichten Schraubenlagen angegeben in den genannten Graden.

Tabelle 1: Ergebnisse der Schraubenlage

Für die einzelnen erreichten Grade sowie für die Genauigkeit (Grad 0 und Grad 1) ist die jeweils erreichte Anzahl für die beiden verschiedenen Gruppen angegeben, absolut und relativ. Zudem angegeben ist das Relative Risiko (mit Konfidenzintervall, KI) sowie der p -Wert für den exakten Test nach Fisher zur Prüfung statistisch signifikanter Unterschiede.

Grad	FLUORO-Gruppe	NAV-Gruppe	Relatives Risiko (KI)	p -Wert
0	47 (69,1 %)	39 (57,4 %)	1,21 (0,93 - 1,56)	0,106
1	13 (19,1 %)	25 (36,8 %)	0,52 (0,29 - 0,92)	0,017
2	7 (10,3 %)	3 (4,4 %)	2,33 (0,63 - 8,64)	0,162
3	1 (1,5 %)	1 (1,5 %)	1 (0,06 - 15,66)	0,752
0 + 1	60 (88,2 %)	64 (94,1 %)	0,94 (0,84 - 1,04)	0,183

Im Weiteren wurde die Genauigkeit der Schraubenlage bezogen auf den einzelnen Kadaver analysiert. Alle in der NAV-Gruppe gesetzten und als ungenau befundenen Schrauben befanden sich im mittleren (BWK 6 und BWK 7) und oberen (BWK 1) thorakalen Abschnitt des Kadaver 3.

Ungenau Schrauben in der FLUORO-Gruppe befanden sich in allen vier Kadavern. Wurde in der NAV-Gruppe eine ungenaue Schraube gesetzt, so fand sich auf der gleichen Höhe, also im jeweils anderen Pedikel des entsprechenden Wirbels, auch eine ungenaue Schraubenlage in der FLUORO-Gruppe. Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test wurde angewendet, um diese gepaarte Information auszuwerten und auf etwaige statistisch signifikante Unterschiede zu testen. Es bestanden hierbei keine statistisch signifikanten Unterschiede bei der Betrachtung der gepaarten Information sowohl für die Gesamtheit der Schrauben ($p = 0,503$), als auch innerhalb jedes einzelnen Kadavers (Nr. 1: $p = 0,739$; Nr. 2: $p = 0,739$; Nr. 3: $p = 0,257$; Nr. 4: $p = 0,739$).

Die Kontingenztabelle (Tabelle 2) zeigt die Übereinstimmung der beiden Gruppen in einem Wirbel zugehörigen instrumentierten Pedikel.

Tabelle 2: Kontingenztabelle

Die Kontingenztabelle zeigt die korrespondierenden Grade der gesetzten Schrauben der NAV-Gruppe auf der einen und der FLUORO-Gruppe auf der anderen Seite eines jeweiligen Wirbels.

		NAV-Gruppe				
		Grad 0	Grad 1	Grad 2	Grad 3	Total
FLUORO-Gruppe	Grad 0	31	16	0	0	47
	Grad 1	6	6	1	0	13
	Grad 2	2	3	2	0	7
	Grad 3	0	0	0	1	1
	Total	39	25	3	1	68

Zur weiteren Auswertung wurde die Wirbelsäule in drei Abschnitte geteilt: Hoch-thorakal (von BWK 1 bis BWK 7, in der Tabelle als T1 bis T7 bezeichnet), thorakal (BWK 1 bis BWK 12, in der Tabelle als T1 bis T12 bezeichnet) und lumbal (LWK 1 bis LWK 5, in der Tabelle als L1 bis L5 bezeichnet). In der hoch-thorakalen Region betrug die Genauigkeit in der NAV-Gruppe 86 % und die Genauigkeit in der FLUORO-Gruppe 82 %. Gesamt-thorakal betrug die Genauigkeit in der NAV-Gruppe 92 %, wohingegen die Genauigkeit in der FLUORO-Gruppe 83 % betrug. Lumbal betrug die Genauigkeit für beide Gruppen 100 %. Tabelle 3 zeigt die Genauigkeit für beide Gruppe in den verschiedenen Regionen.

Tabelle 3: Genauigkeit im jeweiligen Wirbelsäulenabschnitt

Die instrumentierte Wirbelsäule wurde in drei Abschnitte gegliedert: Hoch-thorakal (T1 bis T7), thorakal (T1 bis T12) und lumbal (L1 bis L5). Die Tabelle gibt für die beiden Gruppen die Anzahl der erreichten Grade pro Abschnitt sowie die Anzahl der erreichten Schrauben die genau (Grad 0 und Grad 1) oder ungenau (Grad 2 und Grad 3) liegen an. Zudem wird die relative Häufigkeit in Prozent angegeben.

	Höhe	n	Grad					
			0	1	2	3	0+1	2+3
NAV-Gruppe	T1 – T7	28	11	13	3	1	24	4
			39 %	46 %	11 %	4 %	86 %	14 %
	T1 – T12	48	22	22	3	1	44	4
			46 %	46 %	6 %	2 %	92 %	8 %
L1 – L5	20	15	5	0	0	20	0	
		75 %	25 %			100 %		
gesamt		68	39	25	3	1	64	4
			57,4 %	36,8 %	4,4 %	1,5 %	94,1 %	5,9 %
FLUORO-Gruppe	T1 – T7	28	15	8	4	1	23	5
			54 %	29 %	14 %	4 %	82 %	18 %
	T1 – T12	48	30	10	7	1	40	8
			63 %	21 %	15 %	2 %	83 %	17 %
L1 – L5	20	17	3	0	0	20	0	
		85 %	15 %			100 %		
gesamt		68	47	13	7	1	60	8
			69,1 %	19,1 %	10,3 %	1,5 %	88,2 %	11,8 %

3.2 Zeit

Da zunächst bei beiden Gruppen die Führungsdrähte gesetzt wurden und erst im Anschluss, nachdem alle Pedikel der Brust- und Lendenwirbel mit Führungsdrähten besetzt waren, die Schrauben eingebracht wurden, wurde jeweils die Zeit gemessen, die zum Setzen der Führungsdrähte benötigt wurde. In der NAV-Gruppe betrug die Zeit bis der Führungsdraht eingebracht war durchschnittlich 2,4 Minuten (Standardabweichung (SD) 1,4 Minuten), der Median betrug 1,7 Minuten. In der FLUORO-Gruppe betrug die entsprechende Zeit

2,2 Minuten (SD 1,0 Minuten), der Median betrug hier 1,9 Minuten (Abbildung 16). Der ermittelte Zeitunterschied war nicht statistisch signifikant ($p = 0.236$). Nicht beinhaltet in dieser Zeitmessung ist die Zeit, die für die Anfertigung des präoperativen Planungs-cbCT und für die virtuelle Planung der Schraubenlage und -größe für die NAV-Gruppe benötigt wird. Wird diese Zeit in die Berechnung miteinbezogen, so beträgt die benötigte Zeit zum Setzen eines Führungsdrahtes in der NAV-Gruppe durchschnittlich 3,2 Minuten (SD 1,5 Minuten), der Median beträgt 2,5 Minuten. An der benötigten Zeit in der FLUORO-Gruppe ergibt sich keine Änderung, da Planungs-cbCT und Planung der Schrauben hierfür nicht benötigt werden. Daher ist die durchschnittliche Zeit zum Setzen eines Führungsdrahtes in der FLUORO-Gruppe dann statistisch signifikant kürzer als in der NAV-Gruppe ($p < 0.05$).

Beobachtet wurde zudem, dass die durchschnittliche Zeit zum Setzen eines Führungsdrahtes in der NAV-Gruppe von 3,8 Minuten im ersten Kadaver auf 1,8 Minuten im vierten Kadaver abnahm. Eine ähnliche Reduzierung der benötigten Zeit pro Führungsdraht konnte auch in der FLUORO-Gruppe beobachtet werden, hier nahm die Zeit von 3,1 Minuten im ersten Kadaver auf 1,8 Minuten im vierten Kadaver ab.

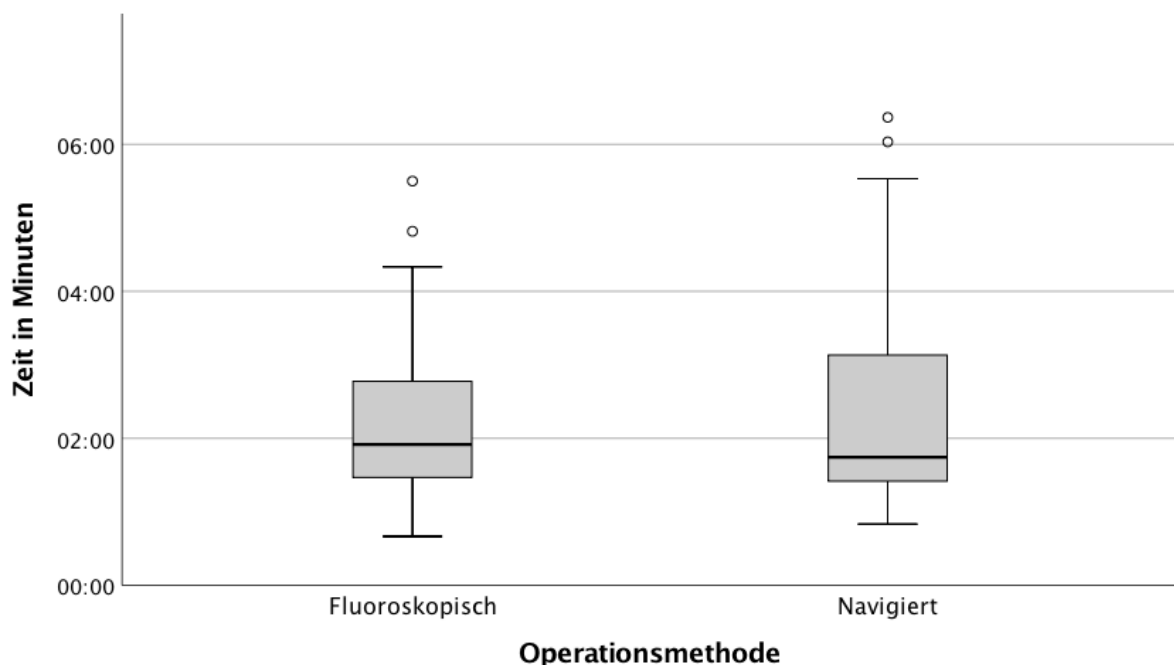


Abbildung 16: Boxplot: Insertionszeit
 Benötigte Zeit zur Insertion eines Führungsdrahtes in den Pedikel in den verschiedenen Gruppen.
 „Fluoroskopisch“: FLUORO-Gruppe; „Navigiert“: NAV-Gruppe. Zeit in Minuten (mm:ss).

3.3 Strahlendosis

Die Strahlendosis wurde in Kerma (AK, Air Kerma, angegeben in mGy) und Dosisflächenprodukt (DAP, dose area product, angegeben in $mGy \times cm^2$) ermittelt.

Bei der Betrachtung der zur Insertion eines Führungsdrahtes benötigten Strahlendosis zeigt sich eine signifikant erhöhte Dosis in der NAV-Gruppe, sowohl von AK ($p < 0,000$) als auch von DAP ($p < 0,000$). In der FLUORO-Gruppe betrug AK im Mittelwert $1,67 mGy$ (SD $1,25 mGy$), der Median lag bei $1,31 mGy$. In der NAV-Gruppe betrug AK im Mittelwert $6,00 mGy$ (SD $3,52 mGy$), der Median lag bei $5,13 mGy$. DAP betrug in der FLUORO-Gruppe im Mittelwert $118,12 mGy \times cm^2$ (SD $129,81 mGy \times cm^2$), der Median lag bei $71,50 mGy \times cm^2$. In der NAV-Gruppe betrug DAP im Mittelwert $1313,71 mGy \times cm^2$ (SD $764,64 mGy \times cm^2$), der Median lag bei $1119,90 mGy \times cm^2$. Abbildung 17 und Abbildung 18 stellen AK und DAP für die beiden Gruppen dar.

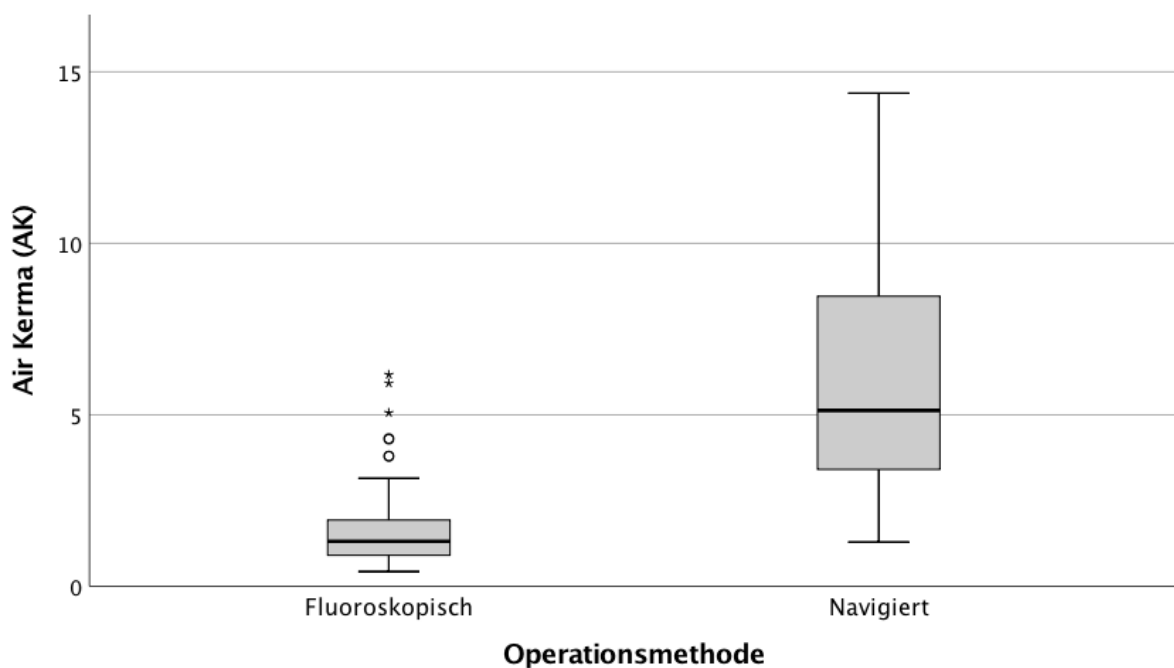


Abbildung 17: Boxplot: Strahlendosis Air Kerma

Benötigte Strahlendosis gemessen in Air Kerma für die Insertion eines Führungsdrahtes in den verschiedenen Gruppen. „Fluoroskopisch“: FLUORO-Gruppe; „Navigiert“: NAV-Gruppe. Air Kerma in mGy .

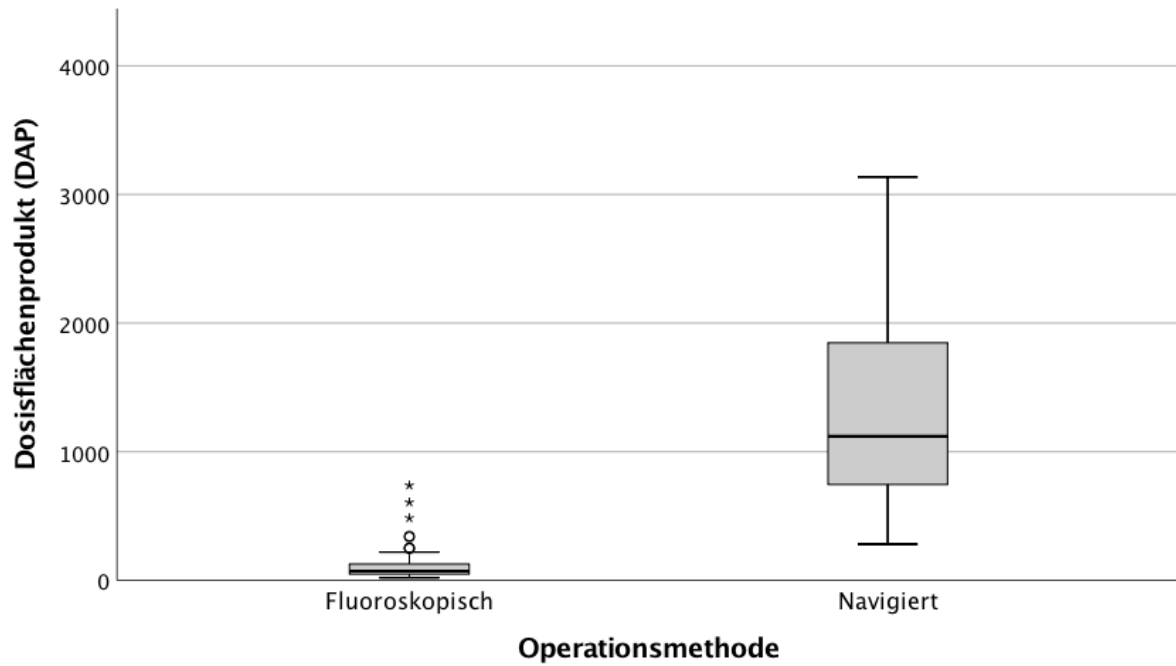


Abbildung 18: Boxplot: Strahlendosis Dosisflächenprodukt
 Benötigte Strahlendosis gemessen in Dosisflächenprodukt für Insertion eines Führungsdrahtes in den verschiedenen Gruppen. „Fluoroskopisch“: FLUORO-Gruppe; „Navigiert“: NAV-Gruppe. Dosisflächenprodukt in $\text{mGy} \times \text{cm}^2$.

4 Diskussion

In jüngster Zeit Jahren beschäftigten sich bereits einige Studien mit der von Philips Healthcare entwickelten Augmented Reality Surgery Navigation.

Bei der hier getesteten Version von ARSN können die Operationsinstrumente durch aufgebrachte Marker von den in den Flachdetektor integrierten Kameras erkannt werden. Auf dem Bildschirm werden dann Position und Eindringtiefe der Instrumente in Virtual Reality mit dem 3D-Datensatz der Wirbelsäule kombiniert. Es ist somit möglich, auf dem Bildschirm die exakte Position und Richtung des Operationsinstruments zu erkennen. Diese Funktion wird in der vorliegenden Arbeit als „Instrument-Tracking-Funktion“ bezeichnet. Frühere Versionen von ARSN verfügten nicht über diese Funktion.

2016 erschien eine erste Kadaverstudie, die sich mit dem System befasste. Dabei wurden über einen offenen Operationszugang die Pedikel der Brustwirbelsäule mit ARSN ohne „Instrument-Tracking-Funktion“ auf der einen und mit der Freihand-Technik ohne Fluoroskopie auf der anderen Seite mit Pedikelschrauben instrumentiert. Beide Operationstechniken wurden hierbei jedoch von unterschiedlichen Operateuren durchgeführt. Die Genauigkeit der Schraubenlage wurde nach dem auch hier verwendeten Score durchgeführt. Es zeigte sich eine Genauigkeit der Schrauben mittels ARSN von 84 %. Die Genauigkeit der in Freihand-Technik eingebrachten Schrauben unterschied sich davon signifikant und lag bei 64 %. Es wurde gezeigt, dass ARSN für die Durchführung der Operation prinzipiell geeignet ist (78). Auffällig bei dieser Studie war die hohe Fehllagenquote von 36 % für die in Freihand-Technik gesetzten Pedikelschrauben. Eine mögliche Ursache hierfür wurde nicht genannt. In der Literatur werden weit höhere Genauigkeiten berichtet, wengleich keine allgemeingültige Definition einer genauen Schraubenlage existiert (79–83).

2018 erschienen zwei Studien, die sich mit dem System befassten. In einer Kadaverstudie wurde ARSN (ohne „Instrument-Tracking-Funktion“) für die minimalinvasive Pedikelschraubeninsertion getestet. Die Genauigkeit wurde nach dem bereits genannten Score erhoben und betrug 89 %, die Zahl der gesetzten Pedikelschrauben war jedoch gering (18 Pedikelschrauben). Ein Vergleich mit einer anderen Operationstechnik, zum Beispiel der minimalinvasiven Pedikelschraubeninsertion mittels Fluoroskopie, wurde nicht durchgeführt (84). In einer ersten prospektiven klinischen Studie wurden an 20 Patienten Pedikelschraubeninsertionen in offener Technik navigiert mittels ARSN an Brust- und

Lendenwirbelsäule sowie am Kreuzbein durchgeführt. Insgesamt wurden 253 Pedikelschrauben gesetzt. Die Genauigkeit wurde nach demselben Score erhoben und betrug 94 %, die Fehllagen befanden sich zum überwiegenden Teil in den Pedikeln der Brustwirbel. Nach intraoperativer cbCT-Bildgebung wurden drei Schrauben umgehend revidiert (85).

Den bisher genannten Studien ist gemein, dass das ARSN-System nicht über die „Instrument-Tracking-Funktion“ verfügte. Auf dem Bildschirm war also lediglich die Stelle für die Hautinzision und die Richtung des Operationsinstrumentes mittels Augmented Reality vorgegeben. Die tatsächliche Position des Operationsinstrumentes auf der Wirbelsäule konnte hingegen nicht dargestellt werden. Hierfür ist die „Instrument-Tracking-Funktion“ notwendig.

2019 erschien eine Tierkadaverstudie, welche ARSN mit der „Instrument-Tracking-Funktion“ testete. An zwei Schweinekadavern wurde das Operationsinstrument in minimalinvasiver Technik in 78 Pedikel eingebracht, wobei keine Pedikelschrauben gesetzt wurden. Gemessen wurde der Abstand der Position des Operationsinstruments zum ursprünglich geplanten Weg. Der Abstand des geplanten zum tatsächlichen Weg betrug 1,7 mm (SD 1,0 mm) am Knocheneintrittspunkt und 2,0 mm (SD 1,3 mm) an der Spitze des Instruments. Zudem wurden jeweils die Schraubenlagen simuliert und damit eine Genauigkeit von 97,4 % bis 100 % in Abhängigkeit des gewählten Schraubendurchmessers errechnet (86). Die Studie zeigte somit, dass das tatsächliche Operationsergebnis bei der minimalinvasiven Operation mittels ARSN mit „Instrument-Tracking-Funktion“ sehr präzise mit dem geplanten Weg übereinstimmt und insbesondere der tatsächliche knöcherne Eintrittspunkt in den Pedikel nur minimal vom geplanten Eintrittspunkt abweicht. Dies ist von großer Bedeutung, denn um eine präzise Schraubenlage im Pedikel zu erreichen ist der knöcherne Eintrittspunkt essentiell (87). In der hier präsentierten Studie wurde eine hohe Genauigkeit mit ARSN erreicht. Dies spricht für ein sicheres Erreichen des Eintrittspunktes mit Hilfe der Navigation.

In der hier präsentierten Untersuchung konnte gezeigt werden, dass das getestete oberflächenreferenzierte Navigationssystem zur Durchführung der minimalinvasiven Pedikelschraubeninsertion geeignet ist und dass damit vergleichbar genaue Schraubenlagen wie mit der minimalinvasiven fluoroskopischen Methode erreicht werden können. Mit Navigation wie auch mit Fluoroskopie wurden jeweils 68 Pedikelschrauben in Brust- und Lendenwirbelsäule gesetzt. Die Genauigkeit in der NAV-Gruppe betrug 94,1 %, die Genauigkeit mit Fluoroskopie betrug 88,2 %. Der Unterschied in der Genauigkeit zwischen den

beiden Gruppen war nicht statistisch signifikant ($p = 0,183$). Die Genauigkeitsunterschiede zeigten sich nur, wenn die Brustwirbelsäule betrachtet wurde (NAV-Gruppe: 92 % gegenüber FLUORO-Gruppe: 83 %) und auch wenn nur die obere Brustwirbelsäule betrachtet wurde (NAV-Gruppe 86 % gegenüber FLUORO-Gruppe 82 %). In beiden Fällen bestand kein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0,08$ bzw. $p = 0,56$). Die Pedikel der Brustwirbel sind enger als die der Lendenwirbelsäule und zeigen zudem andere Einfallswinkel. Sie sind dadurch anspruchsvoller zu instrumentieren als die breiteren und nahezu waagrechten Pedikel der Lendenwirbelsäule und des thorakolumbalen Übergangs (8).

Der Kontingenztafel (*Tabelle 2*) ist zu entnehmen, dass bei drei Fällen mit ungenauer Schraubenlage in der NAV-Gruppe in einem Pedikel eines Wirbels auch im anderen Pedikel desselben Wirbels eine ungenaue Schraubenlage in der FLUORO-Gruppe vorlag. Aufgrund des gehäufteten Auftretens der Fehllagen wurde hier eine anatomische Komplexität als Ursache angenommen. Bei der Durchsicht der postoperativen CT fiel eine skoliotische Veränderung der Wirbelsäule des dritten Kadavers auf (Abbildung 19). Die entsprechenden Fehllagen befanden sich alle in diesem Kadaver auf den Höhen BWK 1, BWK 6 und BWK 7. Die anderen Kadaver zeigten keine skoliotischen Veränderungen.

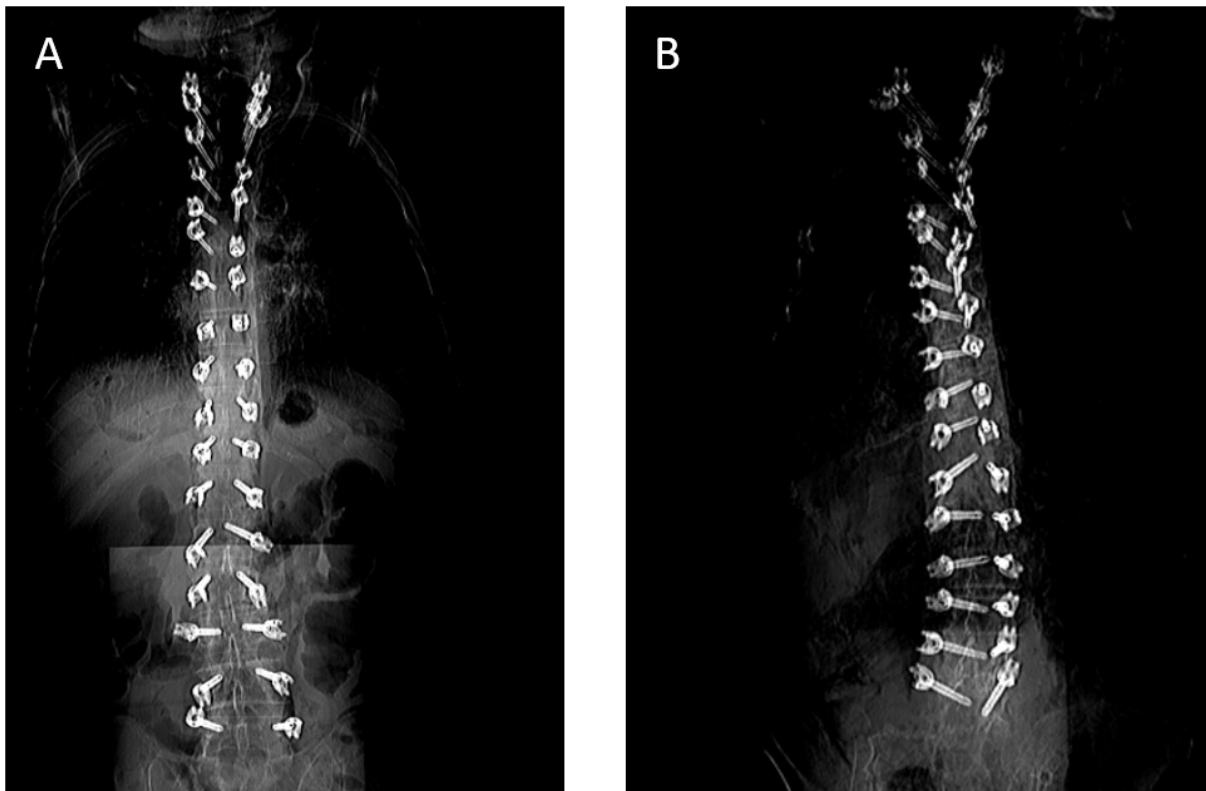


Abbildung 19: (A) Wirbelsäule Kadaver 1 und (B) skoliotische Wirbelsäule Kadaver 3. Jeweils postoperativ.

Lediglich ein einziger Wirbel zeigte eine ungenaue Schraubenlage in der NAV-Gruppe bei genauer Schraubenlage in der FLUORO-Gruppe. In fünf Fällen bestand eine ungenaue Schraubenlage in der FLUORO-Gruppe aber eine genaue Schraubenlage in der NAV-Gruppe.

Die in der NAV-Gruppe angewendete Navigation ARSN ist ein oberflächenreferenziertes Navigationsverfahren. Die Referenzierung erfolgt durch sterile Marker, welche in der Nähe des Operationssitus auf die Haut des Patienten aufgebracht werden. Das Anbringen der Marker ist schnell und unkompliziert, eine zusätzliche Inzision ist nicht nötig. Während der Operation muss freie Sicht der im Flachdetektorrahmen integrierten Navigationskameras auf die Marker und die Operationsinstrumente bestehen, damit der Tracking-Prozess gewährleistet werden kann. Jedoch sind für den Tracking-Prozess fünf Marker ausreichend, er wird also nicht unterbrochen, wenn Marker verdeckt sind, solange noch fünf Marker sichtbar bleiben. Selbst wenn einer oder mehrere der Marker von der Haut des Patienten abfallen kann somit weiterhin navigiert werden, solange genügend Marker auf der Haut des Patienten verbleiben. Zu beachten ist wohl, dass die Marker bei einem offenen Vorgehen erst nach Anlage des Operationszugangs aufgebracht werden und erst dann das Planungs-cbCT durchgeführt wird. Es könnte sonst durch Verschiebung der Haut und der darauf befindlichen Marker zur Diskrepanz zwischen Navigation und tatsächlicher Anatomie kommen. Bei ARSN befinden sich die Navigationskameras, welche die Marker und Operationsinstrumente erkennen, im Rahmen des Flachdetektors. Sie sind damit in das Gerät zur intraoperativen 3D-Bildgebung integriert. Die Monitore sind ebenso wie die Angiographieanlage deckenmontiert. Somit sind keine umständlichen Aufbauarbeiten nötig, es ist nicht erforderlich zusätzliche Geräte beim Einsatz der Navigation in den Operationssaal zu schieben.

ARSN bietet die Möglichkeit jederzeit eine intraoperative 3D-Bildgebung mittels cbCT, sowie nach der Operation ein postoperatives cbCT anzufertigen und damit Schraubenfehlagen frühzeitig zu entdecken und ggf. unmittelbar zu korrigieren falls nötig. Eine Revisionsoperation und die damit verbundenen Risiken im weiteren Verlauf können dadurch vermieden werden (88). Während der hier vorgestellten Studie wurde von dieser Möglichkeit kein Gebrauch gemacht um die Vergleichbarkeit beider Methoden zu gewährleisten.

Die Möglichkeit der intraoperativen Bildgebung mit daraus resultierender Möglichkeit zur sofortigen Korrektur ist dabei kein Alleinstellungsmerkmal von ARSN, sondern trifft auch auf andere Systeme zur intraoperativen Bildgebung (wie in Kapitel 1.3.2 genannt) zu.

Wurde direkt postoperativ noch im Hybridsaal ein cbCT durchgeführt, so ist die Durchführung einer konventionellen CT Untersuchung als postoperative Kontrolle zur Beurteilung der Schraubenlage nicht mehr nötig. Die auf den Patienten wirkende Strahlendosis eines cbCT mit dem hier getesteten System von Philips ist geringer als die Dosis eines vergleichbaren konventionellen CT Scan, wodurch eine Reduktion der auf den Patienten wirkenden Strahlendosis erwirkt werden kann (84).

Die Dauer der Führungsdrahtinsertion unterschied sich nicht signifikant zwischen den beiden Gruppen. Wird jedoch auch die zur Durchführung des Planungs-cbCT und zur Planung der Schraubenlage benötigte Zeit mit in die Überlegung einbezogen, so dauerte die Operation in der NAV-Gruppe signifikant länger. Eine längere Operationszeit durch den Einsatz anderer Navigationssysteme wurde bereits beschrieben (89). In beiden Gruppen nahm die benötigte Zeit pro Führungsdrahtinsertion von Kadaver 1 zu Kadaver 4 ab, was möglicherweise auf einen Zugewinn an Routine und eine zunehmende Vertrautheit mit dem Studiensetting zurückzuführen ist.

Ein wichtiges Ziel in der Wirbelsäulenchirurgie, ist es, die für operative Eingriffe nötige Strahlendosis für Patient und medizinisches Personal auf ein Minimum zu reduzieren. Eine hierfür verwendete Bezeichnung ist das Akronym ALARA (As Low As Reasonably Achievable). In der hier vorliegenden Studie wurde die Strahlendosis mittels AK und DAP gemessen (siehe Kapitel 3.3). Eine Ermittlung der effektiven Strahlung in Sievert erfolgte nicht. Der Blick auf die Ergebnisse zeigt eine statistisch signifikant erhöhte Strahlendosis in der NAV-Gruppe. In dieser Gruppe wurde die Strahlendosis des Planung-cbCT ermittelt und zunächst durch die Anzahl der erfassten Wirbel geteilt. Das Ergebnis wurde dann halbiert, da pro Wirbel nur jeweils ein Pedikel navigiert instrumentiert wurde. So wurde ein Mittelwert geschätzt, der für die Instrumentierung eines Pedikels nötig war. Die Strahlendosis für die FLUORO-Gruppe konnte jeweils nach Insertion eines Führungsdrahtes in den Pedikel abgelesen werden. Eine intraoperative Kontrolle oder postoperative Abschlussbilder sind in beiden Fällen nicht in die Ermittlung miteingegangen. Ebenso wenig miteinberechnet ist eine präoperative diagnostische Bildgebung. Bereits präoperativ ist der Wirbelsäulenverletzte oder -erkrankte einer Strahlenbelastung durch Röntgen- oder CT-Untersuchung ausgesetzt. Dies ist nötig zur Diagnosesicherung und damit zur Indikationsstellung der operativen Versorgung. Navigierte Verfahren, die eine intraoperative Bildgebung nutzen und nicht auf präoperativen CT-

Bilddatensätzen basieren, können diese präoperative Bildgebung, daher nicht ersetzen. Mehrere Studien kommen daher zu dem Schluss, dass die Navigation mittels intraoperativer Bildgebung die Strahlenbelastung für den Patienten erhöht – dass dies jedoch auch durch eine höhere Genauigkeit der Implantatlage und damit verbunden niedrigere Komplikations- und Revisionsraten gerechtfertigt ist (37,90,91). Eine retrospektive Analyse mit großer Fallzahl über 5,5 Jahre hinweg zeigte jedoch keine signifikant genauere Schraubenlage nach Einsatz von intraoperativer 3D-Bildgebung und Navigation, durchgeführt wurde hier eine nicht-minimalinvasive Operationstechnik in beiden Gruppen (89). Eine rezente Untersuchung spricht sich bei der operativen Therapie der idiopathischen Skoliose aus Strahlenschutzgründen gar gegen den Einsatz von Navigationsverfahren aus, welche die Strahlenbelastung des Patienten erhöhen. Zumal die jungen Patienten strahlensensitiver sind als Erwachsene und das Risiko für strahleninduzierte Krebserkrankungen erhöht ist (40,92–94). Andere Autoren beschrieben wiederum eine verminderte Strahlenbelastung für Operateur und Patient durch den Einsatz verschiedener Navigationsverfahren (71,95,96). In den verschiedenen Studien wurden dabei jeweils unterschiedliche Systeme zur intraoperativen Bildgebung und Navigation verwendet.

Die postoperative Bildgebung wird bei dorsalen Stabilisierungsoperationen durch Pedikelschrauben in vielen Kliniken mittels einer konventionellen CT-Untersuchung durchgeführt, da sich nur hierbei die Schraubenlage präzise beurteilen lässt (75,89,97–101). Mit der Möglichkeit der intraoperativen Bildgebung, wie sie ARSN oder auch andere Systeme bieten, kann direkt postoperativ bei noch gelagertem Patienten im Operationssaal eine cbCT-Bildgebung erfolgen und somit das korrekte Operationsergebnis dokumentiert werden. Eine spätere postoperative Bildgebung ist dann nicht mehr nötig. Dies muss in der Ermittlung der Gesamtstrahlenbelastung des Patienten berücksichtigt werden. Die Strahlendosis des bei ARSN genutzten cbCT ist dabei niedriger als bei der konventionellen CT-Bildgebung vergleichbaren Umfangs (84), für den O-Arm™ wurde dies ebenfalls beschrieben (102). Eine präklinische Studie wiederum verglich die Strahlendosis von ARSN und O-Arm™ an Phantomen und zeigte hier niedrigere Werte für ARSN (74).

Auch die Strahlendosis für das Operationspersonal muss bedacht werden und bereits seit vielen Jahren setzen sich Autoren intensiv mit diesem Thema auseinander (103–106). Wirbelsäulenchirurgen sind, abhängig von der durchgeführten Operation, bis zu 12-mal höheren Strahlendosen ausgesetzt als muskuloskeletale Chirurgen, die nicht an der

Wirbelsäule operieren (107). Es sind also besonders Wirbelsäulenchirurgen, welche einer hohen Strahlenbelastung ausgesetzt sind. Zwar wird während der Operation Schutzkleidung zum Strahlenschutz getragen, es konnte jedoch gezeigt werden, dass Bleischürzen während einer lumbalen dorsalen Stabilisierung die Strahlenbelastung für den Chirurgen lediglich um ca. ein Drittel verminderten (106). Wichtig ist demnach vor allem die Reduktion der eingesetzten Strahlung. Abstand zur Strahlenquelle und volle Schutzkleidung, bestehend aus Bleischürze, Schilddrüsenschutz und Röntgenbrille, helfen die effektive Dosis zu reduzieren (108). Mehrere Untersuchungen berichten von einer Reduktion der Strahlenbelastung für den Operateur oder das OP-Personal durch den Einsatz von Navigationsverfahren in der Wirbelsäulen Chirurgie (90,91,98,106,109). Auch bei ARSN ist davon auszugehen, wenngleich eine Untersuchung dieser Fragestellung in der vorliegenden Studie nicht erfolgte. Während der unmittelbar präoperativen Durchführung des Planungs-cbCT, verlassen Chirurg sowie andere im Operationssaal tätige Personen den Hybridoperationssaal. Sie sind dabei keiner Strahlung ausgesetzt. Das Dosimeter von Chirurgen erfasst während dieser Prozedur keine Strahlung (90). Während der eigentlichen navigierten Operation wird keine weitere Strahlung verwendet. Die Operation kann daher völlig ohne Strahlenbelastung für den Chirurgen und das übrige Operationsteam durchgeführt werden. Das Tragen von Bleischürzen oder anderem Strahlenschutz ist daher bei dieser Operation nicht notwendig.

Eine Stärke der Studie war die Erhebung der Schraubenlagen durch Anfertigung eines konventionellen CT und nicht durch Betrachtung des postoperativ durchgeführten cbCT. Die Genauigkeit wurde festgelegt durch drei unabhängige Rater, welche nicht an den Operationen beteiligt waren. Als weitere Stärke der Studie ist zu nennen, dass alle Operationen von einem einzigen Operateur durchgeführt wurden, Vorerfahrung mit ARSN bestand nicht.

Eine Limitation der Arbeit ist die angewendete Klassifikation zur Beurteilung der Schraubenlage im Pedikel. Eine einheitliche und allgemein anerkannte Klassifikation besteht nicht. In der Arbeit wurde die beschriebene Klassifikation nach Gertzbein gewählt, welche allein auf dem Überstand der Schraube über die Pedikelbegrenzung hinaus basiert. Ob dabei eine mediale, laterale, kraniale oder kaudale Fehllage besteht, wird durch die Klassifikation nicht erfasst. Bei medialer Fehllage befindet sich die Schraube im Spinalkanal, vor allem bei

kaudalen Schraubenfehlagen kann es zu einer Kompromittierung der Nervenwurzel mit entsprechender Symptomatik kommen (110). Gewählt wurde dieses Klassifikationssystem für die vorliegende Arbeit, um eine Vergleichbarkeit der Resultate mit denen ähnlicher vorhergehender Studien zu ermöglichen. Für die klinische Praxis ist diese Klassifikation nicht geeignet, um therapeutische Konsequenzen abzuleiten. Eine Kortikalisunterbrechung an einer Stelle des Pedikels mit daraus resultierendem Überstand der Schraube allein, stellt keinen revisionswürdigen Zustand nach Pedikelschraubeninsertion dar und ist immer auch abhängig vom Durchmesser der gewählten Schraube. Im Gegensatz dazu wurden sensomotorische Defizite bereits bei kaudomedialen oder kaudalateralen Fehllagen von unter 2 mm berichtet (111). Wann in der klinischen Praxis eine Revision der Schraubenlage erfolgt, ist abhängig aus der Befundkonstellation postoperativer radiologischer und klinischer Untersuchungen. Wie bereits oben erwähnt, können Fehllagen durch intraoperative Bildgebung frühzeitig erkannt werden und bei Verdacht auf spätere Beeinträchtigung des Patienten unmittelbar revidiert werden. Beim narkotisierten Patienten wie auch im Rahmen einer Kadaverstudie sind klinische Symptome nach operativer Versorgung nicht intraoperativ erhebbar, weshalb sich die Erhebung der Genauigkeit der Schraubenlagen allein nach bildmorphologischen Kriterien anbietet. Sinnvoll wäre die Schaffung einer allgemein anerkannten Klassifikation der Pedikelschraubenlage nach radiologischen Kriterien, um eine Vergleichbarkeit künftiger Untersuchungen herzustellen.

Eine weitere Limitation der Studie ist die Erhebung der Strahlenbelastung für Patient und Operateur. Zwar wurde die Strahlung während der cbCT und der Fluoroskopie wie oben genannt mittels AK und DAP ermittelt, eine Abschätzung der effektiven Dosis wurde jedoch nicht durchgeführt. Dies wäre erforderlich, um eine wirkliche Vergleichbarkeit zwischen den Methoden, und auch mit in der Literatur genannten Werten anzustellen. Die Strahlenbelastung für das Personal im Operationsaal wurde nicht erfasst. Eine Folgestudie könnte die Strahlenbelastung für das Personal durch das Tragen von Dosimetern während der Operation ermitteln. Ähnliche Untersuchungen konnten bereits erfolgreich durchgeführt werden (104–106).

Zuletzt ist auch die relativ geringe Fallzahl von 68 Schrauben pro Gruppe als Limitation der Studie zu nennen.

Das verwendete Navigationssystem ARSN ist für die minimalinvasive Insertion von Pedikelschrauben geeignet. Ein Vorteil bezüglich der Genauigkeit der Schraubenlage konnte nicht gezeigt werden. Die Reduktion der Strahlenbelastung für das Personal im Operationssaal machen das Verfahren interessant. Zukünftige Untersuchungen sollten sich der exakten Erfassung der Strahlenbelastung für Patient und Personal widmen. Eine prospektive Kohortenstudie kann, auch auf Basis der vorliegenden Untersuchung, durchgeführt werden und über den klinischen Nutzen des Systems Auskunft geben.

5 Zusammenfassung

Die dorsale Stabilisierung mit Pedikelschrauben-Stab-Systemen ist eine der am häufigsten angewendeten Operationen in der Wirbelsäulenchirurgie und wichtiges Element der operativen Therapie einer Vielzahl von Erkrankungen, Verletzungen und Deformitäten. Navigationsverfahren können dabei eingesetzt werden und sollen sich positiv auf das Operationsergebnis auswirken.

In einer Kadaverstudie wurde die fluoroskopische Technik zur perkutanen Insertion von Pedikelschrauben mit einer oberflächenreferenzierten Navigation (Augmented reality surgical navigation mit Tip-Tracking-Funktion) verglichen. Dazu wurden in einem Hybridoperationssaal mit deckenmontierter Angiographieanlage die Brust- und Lendenwirbelsäule von vier Körperspendern minimalinvasiv instrumentiert. Je ein Pedikel eines jeden Brust- und Lendenwirbels wurde konventionell minimalinvasiv mit Hilfe intraoperativer Fluoroskopie oder navigiert basierend auf einem zuvor angefertigten dreidimensionalen Datensatz mittels cone-beam-Computertomographie instrumentiert.

Ziele der Untersuchung waren festzustellen, ob die getestete oberflächenreferenzierte Navigationstechnik durchführbar ist, ob ein Unterschied in der Genauigkeit der Schraubenlage im Pedikel zwischen den beiden Methoden bestand und ob sich die beiden Methoden in der Operationszeit und der verwendeten Strahlung unterscheiden.

Alle Operationen wurden von einem einzigen erfahrenen Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie durchgeführt. Die Genauigkeit wurde anhand einer postoperativen Computertomographie durch drei Rater mittels eines vierstufigen Scores festgelegt.

Sowohl mittels fluoroskopischer Methode als auch mittels der untersuchten oberflächenreferenzierten Navigation wurden insgesamt genaue Schraubenlagen erzielt. Ein signifikanter Unterschied in der Genauigkeit bestand nicht. Auch in der zur Insertion eines Drahtes in den entsprechenden Pedikel benötigten Zeit bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Methoden. Wurde die gesamte präoperative Planung in die Zeitberechnung miteinbezogen, so zeigte sich jedoch eine signifikant verlängerte Operationszeit für die navigierte Technik. Die navigierte Technik erforderte zudem eine signifikant höhere Strahlendosis für den Patienten, das Operationspersonal war durch die Navigation jedoch keiner Strahlenbelastung ausgesetzt.

Durch die Anwendung des getesteten Navigationssystems können ebenso gute Ergebnisse wie durch die konventionelle Methode erzielt werden. Vorteilhaft ist der völlige Verzicht auf intraoperative Fluoroskopie, da das Operationsteam hierdurch keiner Strahlung ausgesetzt ist. Dem gegenüber steht eine längere Operationszeit sowie eine erhöhte Strahlenbelastung für den Patienten.

6 Literaturverzeichnis

1. SCHÜNKE M, SCHULTE E, UDO S, VOLL M, WESKER K (2011): Prometheus - Lernatlas der Anatomie - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 3. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; S. 100–235.
2. TILLMANN BN (2016): Atlas der Anatomie des Menschen. 3. Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; S. 199.
3. AUGAT P (2013): Biomechanik der Wirbelsäule. In: Bühren V, Josten C (Hrsg.) Chirurgie der verletzten Wirbelsäule, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; S. 5–17.
4. DENIS F (1983): The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8, 817–831.
5. WIESMANN M, NIKOUBASHMAN O (2014): Knöchernen Wirbelsäule. In: Wiesmann M, Linn J, Brückmann H (Hrsg.) Atlas Klinische Neuroradiologie, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; S. 6.
6. ROY-CAMILLE R, SAILLANT G, MAZEL C (1986): Plating of thoracic, thoracolumbar, and lumbar injuries with pedicle screw plates. *Orthop Clin North Am*, 17, 147–159.
7. YU CC, YUH RT, BAJWA NS, TOY JO, AHN UM, AHN NU (2015): Pedicle Morphometry of Lumbar Vertebrae: Male, Taller, and Heavier Specimens Have Bigger Pedicles. *Spine (Phila Pa 1976)*, 40, 1639–1646.
8. ZINDRICK MR, WILTSE LL, DOORNIK A, WIDELL EH, KNIGHT GW, PATWARDHAN AG, THOMAS JC, ROTHMAN SL, FIELDS BT (1987): Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine (Phila Pa 1976)*, 12, 160–166.
9. PANJABI MM, O'HOLLERAN JD, CRISCO JJ, KOTHE R (1997): Complexity of the thoracic spine pedicle anatomy. *Eur Spine J*, 6, 19–24.
10. KOTHE R, O'HOLLERAN JD, LIU W, PANJABI MM (1996): Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21, 264–270.
11. LI X, WANG X, GAO S, EN H, ZHANG Y, WANG H, CAI Y, WANG Z, LI Z, ZHANG C, MA J, ZHANG S (2019): Computed tomography measurement of the bone matrix of vertebral pedicle and its clinical significance. *Folia Morphol (Warsz)*, 78, 476–480.
12. HEFTI F (2002): Kongenitale Fehlbildungen an der Wirbelsäule. *Orthopade*, 31, 34–43.
13. FRITSCH EW (2003): Spondylolisthesis. *Orthopade*, 32, 340–360.
14. TROBISCH P, SUESS O, SCHWAB F (2010): Die idiopathische Skoliose. *Dtsch Arztebl*, 107, 875–

- 884.
15. LINHARDT O, GÖTZ J, RENKAWITZ T (2011): Erkrankungen der Wirbelsäule. In: Grifka J, Kuster M (Hrsg.) *Orthopädie und Unfallchirurgie*, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; S. 409–449.
 16. MICHIELS I, JÄGER M (2017): Spondylodiszitis: Aktuelle Strategien zur Diagnose und Therapie. *Orthopade*, 46, 785–804.
 17. YONG-HING K, KIRKALDY-WILLIS WH (1983): The pathophysiology of degenerative disease of the lumbar spine. *Orthop Clin North Am*, 14, 491–504.
 18. VACCARO AR, ONER C, KEPLER CK, DVORAK M, SCHNAKE K, BELLABARBA C, REINHOLD M, AARABI B, KANDZIORA F, CHAPMAN J, SHANMUGANATHAN R, FEHLINGS M, VIALLE L (2013): AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: Fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine (Phila Pa 1976)*, 38, 2028–2037.
 19. ROY-CAMILLE R, ROY-CAMILLE M, DEMEULENAERE C (1970): Osteosynthesis of dorsal, lumbar, and lumbosacral spine with metallic plates screwed into vertebral pedicles and articular apophyses. *Presse Med*, 78, 1447–1448.
 20. KING D (1948): Internal fixation for lumbosacral fusion. *J Bone Joint Surg Am*, 30A, 560–578.
 21. BOUCHER HH (1997): Method of spinal fusion. *Clin Orthop Relat Res*, 335, 4–9.
 22. PENNAL GF, McDONALD GA, DALE GG (1964): A method of spinal fusion using internal fixation. *Clin Orthop Relat Res*, 35, 86–94.
 23. MAGERL FP (1984): Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. *Clin Orthop Relat Res*, 189, 125–141.
 24. DICK W, RICKERT M (2015): Geschichte des Fixateur interne. *Unfallchirurg*, 118(S1), 66–72.
 25. DICK W (1984): Osteosynthese schwerer Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule mit dem Fixateur interne. *Langenbecks Arch Chir*, 364, 343–346.
 26. FRITSCH EW (2013): Wirbelsäule. In: Kohn D, Pohlemann T (Hrsg.) *Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung*, 2. Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; S. 385–458.
 27. MCAFEE PC, PHILLIPS FM, ANDERSSON G, BUVENENADRAN A, KIM CW, LAURYSSSEN C, ISAACS RE, YOUSSEF JA, BRODKE DS, CAPPUCCINO A, AKBARNIA BA, MUNDIS GM, SMITH WD, URIBE JS, GARFIN S, ALLEN RT, RODGERS WB, PIMENTA L, TAYLOR W (2010): Minimally Invasive Spine Surgery.

- Spine (Phila Pa 1976)*, 35, S271–S273.
28. PHILLIPS FM, CHENG I, RAMPERSAUD YR, AKBARNIA BA, PIMENTA L, RODGERS WB, URIBE JS, KHANNA N, SMITH WD, YOUSSEF JA, SULAIMAN WAR, TOHMEH A, CANNISTRA A, WOHNS RNW, OKONKWO DO, ACOSTA F, RODGERS EJ, ANDERSSON G (2016): Breaking Through the „Glass Ceiling“ of Minimally Invasive Spine Surgery. *Spine (Phila Pa 1976)*, 41(8S), S39–S43.
 29. COURT C, VINCENT C (2012): Percutaneous fixation of thoracolumbar fractures: Current concepts. *Orthop Traumatol Surg Res*, 98, 900–909.
 30. VANEK P, BRADAC O, KONOPKOVA R, DE LACY P, LACMAN J, BENES V (2014): Treatment of thoracolumbar trauma by short-segment percutaneous transpedicular screw instrumentation: prospective comparative study with a minimum 2-year follow-up. *J Neurosurg Spine*, 20, 150–156.
 31. LEE J-K, JANG J-W, KIM T-W, KIM T-S, KIM S-H, MOON S-J (2013): Percutaneous short-segment pedicle screw placement without fusion in the treatment of thoracolumbar burst fractures: is it effective?: comparative study with open short-segment pedicle screw fixation with posterolateral fusion. *Acta Neurochir (Wien)*, 155, 2305–2312.
 32. TIAN F, TU L, GU W, ZHANG E, WANG Z, CHU G, KA H, ZHAO J (2018): Percutaneous versus open pedicle screw instrumentation in treatment of thoracic and lumbar spine fractures: A systematic review and meta-analysis. *Medicine (Baltimore)*, 97(41), e12535.
 33. YANG M, ZHAO Q, HAO D, CHANG Z, LIU S, YIN X (2019): Comparison of clinical results between novel percutaneous pedicle screw and traditional open pedicle screw fixation for thoracolumbar fractures without neurological deficit. *Int Orthop*, 43, 1749–1754.
 34. GONG Y, FU G, LI B, LI Y, YANG X (2017): Comparison of the effects of minimally invasive percutaneous pedicle screws osteosynthesis and open surgery on repairing the pain, inflammation and recovery of thoracolumbar vertebra fracture. *Exp Ther Med*, 14, 4091–4096.
 35. LU VM, KEREZOUZIS P, GILDER HE, MCCUTCHEON BA, PHAN K, BYDON M (2017): Minimally Invasive Surgery Versus Open Surgery Spinal Fusion for Spondylolisthesis: A Systematic Review and Meta-analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 42, E177–E185.
 36. KIM D-Y, LEE S-H, CHUNG SK, LEE H-Y (2005): Comparison of multifidus muscle atrophy and trunk extension muscle strength: percutaneous versus open pedicle screw fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30, 123–129.
 37. KAMINSKI L, CORDEMANS V, CARTIAUX O, VAN CAUTER M (2017): Radiation exposure to the

- patients in thoracic and lumbar spine fusion using a new intraoperative cone-beam computed tomography imaging technique: a preliminary study. *Eur Spine J*, 26, 2811–2817.
38. LUCIO JC, VANCONIA RB, DELUZIO KJ, LEHMEN JA, RODGERS JA, RODGERS W (2012): Economics of less invasive spinal surgery: an analysis of hospital cost differences between open and minimally invasive instrumented spinal fusion procedures during the perioperative period. *Risk Manag Healthc Policy*, 5, 65–74.
 39. RICHTER A, QUANTE M, MACHEREI A, HALM H (2010): Die modifizierte primärstabile ventrale Derotationsspondylodese mit dem Halm-Zielke-Instrumentarium (HZI) zur Behandlung der idiopathischen Skoliose. *Oper Orthop Traumatol*, 22, 164–176.
 40. BERLIN C, PLATZ U, QUANTE M, THOMSEN B, KÖSZEGVARY M, HALM H (2020): Erhobene Daten zur Instrumentierung in Freihandtechnik und Literaturvergleich zu fluoroskopisch- und CT-gestützter Navigation. *Orthopade*, 49, 724–731.
 41. HALM H, NIEMEYER T, LINK T, LILJENQVIST U (2000): Segmental pedicle screw instrumentation in idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis. *Eur Spine J*, 9, 191–197.
 42. ZIELKE K (1982): Ventrale Derotationsspondylodese. Behandlungsergebnisse bei Idiopathischen Lumbalskoliosen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 120, 320–329.
 43. VON HEIDEN J, IVERSEN MD, GERDHEM P (2018): Rapidly increasing incidence in scoliosis surgery over 14 years in a nationwide sample. *Eur Spine J*, 27, 286–292.
 44. VIGNESWARAN HT, GRABEL ZJ, EBERSON CP, PALUMBO MA, DANIELS AH (2015): Surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis in the United States from 1997 to 2012: an analysis of 20,346 patients. *J Neurosurg Pediatr*, 16, 322–328.
 45. RUSTAGI T, KURRA S, SULLIVAN K, DHAWAN R, LAVELLE WF (2019): Surgical treatment of early-onset idiopathic scoliosis in the United States: a trend analysis of 15 years (1997-2012). *Spine J*, 19, 314–320.
 46. CHIN KR, NEWCOMB AGU, REIS MT, REYES PM, HICKAM GA, GABRIEL J, PENCLE FJR, SUNG RD, CRAWFORD NR (2016): Biomechanics of posterior instrumentation in L1-L3 lateral interbody fusion: Pedicle screw rod construct vs. transfacet pedicle screws. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 31, 59–64.
 47. ALVI MA, ALKHATAYBEH R, WAHOOD W, KEREZOUZIS P, GONCALVES S, MURAD MH, BYDON M (2018): The impact of adding posterior instrumentation to transpoas lateral fusion: a systematic review and meta-analysis. *J Neurosurg Spine*, 30, 211–221.

48. JAEGER A, GIBER D, BASTARD C, THIEBAUT B, ROUBINEAU F, FLOUZAT LACHANINETTE CH, DUBORY A (2019): Risk factors of instrumentation failure and pseudarthrosis after stand-alone L5-S1 anterior lumbar interbody fusion: a retrospective cohort study. *J Neurosurg Spine*, 31, 338–346.
49. CHUN DS, BAKER KC, HSU WK (2015): Lumbar pseudarthrosis: a review of current diagnosis and treatment. *Neurosurg Focus*, 39(4), E10.
50. KLÖCKNER C, WIEDENHÖFER B (2012): Therapie der unspezifischen destruierenden Spondylodiszitis unter besonderer Berücksichtigung des sagittalen Profils. *Orthopade*, 41, 736–741.
51. MADERT J, LIEM M, FROSCH KH, NIEMEYER T (2013): Dorsolateraler Zugang und interkorporelle Spondylodese bei Spondylodiszitis der Brust- und Lendenwirbelsäule (TLIF-Technik). *Oper Orthop Traumatol*, 25, 262–272.
52. DISCH AC, PUMBERGER M, SCHMOELZ W, MELCHER I, DRUSCHEL C, SCHASER KD (2012): Biomechanische Aspekte radikaler Resektionen und deren Rekonstruktion an der thorakolumbalen Wirbelsäule. *Orthopade*, 41, 647–658.
53. VERHEYDEN AP, SPIEGL U, HÖLZL A (2018): DGU-Leitlinie 012-028 Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule. AWMF online - Das Portal der wissenschaftlichen Medizin; S. 79–108.
54. PISHNAMAZ M, LICHT E P, SELLEI RM, PAPE HC, KOBBE P (2015): Perkutane dorsale Stabilisierung der Brust- und Lendenwirbelsäule mit aktiver intraoperativer Repositionsmöglichkeit. *Oper Orthop Traumatol*, 27, 439–447.
55. WESTERVELD LA, VAN BEMMEL JC, DHERT WJA, ONER FC, VERLAAN JJ (2014): Clinical outcome after traumatic spinal fractures in patients with ankylosing spinal disorders compared with control patients. *Spine J*, 14, 729–740.
56. COLTMAN JW (1948): Fluoroscopic image brightening by electronic means. *Radiology*, 51, 359–367.
57. KRETTEK C, GEBHARD F (2012): Entwicklung der intraoperativen C-Bogenanwendung in der Unfallchirurgie. *Unfallchirurg*, 115, 100–106.
58. MATTES T (2012): Flat-panel-technologie im orthopädisch-unfall-chirurgischen operationssaal. *Unfallchirurg*, 115, 202–208.
59. VON RECUM J, WENDL K, VOCK B, GRÜTZNER PA, FRANKE J (2012): Die intraoperative 3D-C-Bogen-Anwendung. *Unfallchirurg*, 115, 196–201.

60. GEBHARD F, RIEPL C, RICHTER P, LIEBOLD A, GORKI H, WIRTZ R, KÖNIG R, WILDE F, SCHRAMM A, KRAUS M (2012): Der Hybridoperationsaal: Zentrum intraoperativer Bildgebung. *Unfallchirurg*, 115, 107–120.
61. HECHT N, KAMPHUIS M, CZABANKA M, HAMM B, KÖNIG S, WOITZIK J, SYNOWITZ M, VAJKOCZY P (2016): Accuracy and workflow of navigated spinal instrumentation with the mobile AIRO® CT scanner. *Eur Spine J*, 25, 716–723.
62. BARSA P, FRÖHLICH R, ŠERCL M, BUCHVALD P, SUCHOMEL P (2016): The intraoperative portable CT scanner-based spinal navigation: a viable option for instrumentation in the region of cervico-thoracic junction. *Eur Spine J*, 25, 1643–1650.
63. CLARKE RH, HORSLEY V (2007): On a method of investigating the deep ganglia and tracts of the central nervous system (cerebellum). *Clin Orthop Relat Res*, 463, 3–6.
64. KELLY PJ (1986): Applications and methodology for contemporary stereotactic surgery. *Neurol Res*, 8, 2–12.
65. KELLY PJ (1986): Computer-assisted stereotaxis: new approaches for the management of intracranial intra-axial tumors. *Neurology*, 36, 535–541.
66. GILDENBERG PL (1990): The history of stereotactic neurosurgery. *Neurosurg Clin N Am*, 1, 765–780.
67. GILDENBERG PL (1987): Whatever happened to stereotactic surgery? *Neurosurgery*, 20, 983–987.
68. ARAND M, SCHEMPF M, HEBOLD D, TELLER S, KINZL L, GEBHARD F (2003): Präzision der navigationsgestützten Chirurgie an der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Unfallchirurg*, 106, 899–906.
69. GEBHARD F, KINZL L, ARAND M (2000): Grenzen der CT-basierten Computernavigation in der Wirbelsäulen Chirurgie. *Unfallchirurg*, 103, 696–701.
70. RICHTER PH, GEBHARD F, EICKHOFF A, SCHÜTZE K (2018): New advances in intra-operative imaging in trauma. *EFORT Open Rev*, 3, 168–172.
71. GEBHARD FT, KRAUS MD, SCHNEIDER E, LIENER UC, KINZL L, ARAND M (2006): Does Computer-Assisted Spine Surgery Reduce Intraoperative Radiation Doses? *Spine (Phila Pa 1976)*, 31, 2024–2027.
72. GONSCHOREK O, JAVERS J-S (2013): Intraoperative Bildgebung und Navigation. In: Bühren V, Josten C (Hrsg.) *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule*, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; S. 101–118.

73. RAHMATHULLA G, NOTTMEIER EW, PIRRIS SM, DEEN HG, PICHELMANN MA (2014): Intraoperative image-guided spinal navigation: technical pitfalls and their avoidance. *Neurosurg Focus*, 36(3), E3.
74. NACHABE R, STRAUSS K, SCHUELER B, BYDON M (2019): Radiation dose and image quality comparison during spine surgery with two different, intraoperative 3D imaging navigation systems. *J Appl Clin Med Phys*, 20(2), 136–145.
75. BRAUN F, PEH S, WEUSTER M, KLUETER T, SEEKAMP A, LIPPROSS S (2020): Der Hybridoperationssaal. *Unfallchirurg*, 123, 134–142.
76. GERTZBEIN SD, ROBBINS SE (1990): Accuracy of pedicular screw placement in vivo. *Spine (Phila Pa 1976)*, 15, 11–14.
77. CICCETTI D V. (1994): Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychol Assess*, 6, 284–290.
78. ELMI-TERANDER A, SKULASON H, SODERMAN M, RACADIO J, HOMAN R, BABIC D, VAN DER VAART N, NACHABE R (2016): Surgical navigation technology based on augmented reality and integrated 3D intraoperative imaging a spine cadaveric feasibility and accuracy study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 41, E1303–E1311.
79. LEE C-H, HYUN S-J, KIM YJ, KIM K-J, JAHNG T-A, KIM H-J (2014): Accuracy of free hand pedicle screw installation in the thoracic and lumbar spine by a young surgeon: an analysis of the first consecutive 306 screws using computed tomography. *Asian Spine J*, 8, 237–243.
80. KIM YJ, LENKE LG, BRIDWELL KH, CHO YS, RIEW KD (2004): Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: is it safe? *Spine (Phila Pa 1976)*, 29, 333–342.
81. HYUN S-J, KIM YJ, CHEH G, YOON SH, RHIM S-C (2012): Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine without any radiographic guidance : technical note, a cadaveric study. *J Korean Neurosurg Soc*, 51, 66–70.
82. KIM YJ, LENKE LG (2005): Thoracic pedicle screw placement: free-hand technique. *Neurol India*, 53, 512–519.
83. PARKER SL, MCGIRT MJ, FARBER SH, AMIN AG, RICK A-M, SUK I, BYDON A, SCIUBBA DM, WOLINSKY J-P, GOKASLAN ZL, WITHAM TF (2011): Accuracy of free-hand pedicle screws in the thoracic and lumbar spine: analysis of 6816 consecutive screws. *Neurosurgery*, 68, 170–178.
84. ELMI-TERANDER A, NACHABE R, SKULASON H, PEDERSEN K, SÖDERMAN M, RACADIO J, BABIC D, GERDHEM P, EDSTRÖM E (2018): Feasibility and accuracy of thoracolumbar minimally

- invasive pedicle screw placement with augmented reality navigation technology. *Spine (Phila Pa 1976)*, 43, 1018–1023.
85. ELMI-TERANDER A, BURSTRÖM G, NACHABE R, SKULASON H, PEDERSEN K, FAGERLUND M, STÅHL F, CHARALAMPIDIS A, SÖDERMAN M, HOLMIN S, BABIC D, JENNISKENS I, EDSTRÖM E, GERDHEM P (2019): Pedicle screw placement using augmented reality surgical navigation with intraoperative 3D imaging: a first in-human prospective cohort study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 44, 517–525.
 86. BURSTRÖM G, NACHABE R, PERSSON O, EDSTRÖM E, ELMI-TERANDER A (2019): Augmented and virtual reality instrument tracking for minimally invasive spine surgery. *Spine (Phila Pa 1976)*, 44, 1097–1104.
 87. SU BW, KIM PD, CHA TD, LEE J, APRIL EW, WEIDENBAUM M, VACCARO AR (2009): An anatomical study of the mid-lateral pars relative to the pedicle footprint in the lower lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34, 1355–1362.
 88. NEVZATI E, FANDINO J, SCHATLO B, HEIMBERG M, MARBACHER S, REMONDA L, FATHI A-R (2017): Validation and accuracy of intraoperative CT scan using the Philips AlluraXper FD20 angiography suite for assessment of spinal instrumentation. *Br J Neurosurg*, 31, 741–746.
 89. KRAUS M, WEISKOPF J, DREYHAUPT J, KRISCHAK G, GEBHARD F (2015): Computer-aided surgery does not increase the accuracy of dorsal pedicle screw placement in the thoracic and lumbar spine: a retrospective analysis of 2,003 pedicle screws in a level I trauma center. *Glob Spine J*, 5, 93–101.
 90. TABARAE E, GIBSON AG, KARAHALIOS DG, POTTS EA, MOBASSER J-P, BURCH S (2013): Intraoperative cone beam–computed tomography with navigation (O-ARM) versus conventional fluoroscopy (C-ARM). *Spine (Phila Pa 1976)*, 38, 1953–1958.
 91. MENDELSON D, STRELZOW J, DEA N, FORD NL, BATKE J, PENNINGTON A, YANG K, AILON T, BOYD M, DVORAK M, KWON B, PAQUETTE S, FISHER C, STREET J (2016): Patient and surgeon radiation exposure during spinal instrumentation using intraoperative computed tomography-based navigation. *Spine J*, 16, 343–354.
 92. MATHEWS JD, FORSYTHE A V, BRADY Z, BUTLER MW, GOERGEN SK, BYRNES GB, GILES GG, WALLACE AB, ANDERSON PR, GUIVER TA, MCGALE P, CAIN TM, DOWTY JG, BICKERSTAFFE AC, DARBY SC (2013): Cancer risk in 680,000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ*, 346, f2360.

93. SIMONY A, HANSEN EJ, CHRISTENSEN SB, CARREON LY, ANDERSEN MO (2016): Incidence of cancer in adolescent idiopathic scoliosis patients treated 25 years previously. *Eur Spine J*, 25, 3366–3370.
94. PEARCE MS, SALOTTI JA, LITTLE MP, MCHUGH K, LEE C, KIM KP, HOWE NL, RONCKERS CM, RAJARAMAN P, CRAFT AW, PARKER L, BERRINGTON DE GONZÁLEZ A (2012): Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet*, 380, 499–505.
95. KONIECZNY MR, KRAUSPE R (2019): Navigation versus fluoroscopy in multilevel MIS pedicle screw insertion: separate analysis of exposure to radiation of the surgeon and of the patients. *Clin spine Surg*, 32, E258–E265.
96. KRAUS MD, KRISCHAK G, KEPPLER P, GEBHARD FT, SCHUETZ UHW (2010): Can computer-assisted surgery reduce the effective dose for spinal fusion and sacroiliac screw insertion? *Clin Orthop Relat Res*, 468, 2419–2429.
97. TAJŠIĆ T, PATEL K, FARMER R, MANNION RJ, TRIVEDI RA (2018): Spinal navigation for minimally invasive thoracic and lumbosacral spine fixation: implications for radiation exposure, operative time, and accuracy of pedicle screw placement. *Eur Spine J*, 27, 1918–1924.
98. RUATTI S, DUBOIS C, CHIPON E, KERSCHBAUMER G, MILAIRE M, MOREAU-GAUDRY A, TONETTI J, MERLOZ P (2016): Interest of intra-operative 3D imaging in spine surgery: a prospective randomized study. *Eur Spine J*, 25, 1738–1744.
99. WINDER MJ, GILHOOLY PM (2017): Accuracy of minimally invasive percutaneous thoracolumbar pedicle screws using 2D fluoroscopy: a retrospective review through 3D CT analysis. *J Spine Surg*, 3, 193–203.
100. WASCHKE A, WALTER J, DUENISCH P, REICHART R, KALFF R, EWALD C (2013): CT-navigation versus fluoroscopy-guided placement of pedicle screws at the thoracolumbar spine: single center experience of 4,500 screws. *Eur Spine J*, 22, 654–660.
101. ARAND M, HARTWIG E, HEBOLD D, KINZL L, GEBHARD F (2001): Präzisionsanalyse navigationsgestützt implantierter thorakaler und lumbaler Pedikelschrauben. *Unfallchirurg*, 104, 1076–1081.
102. NAROVEC T, STEFANITS H, SENKER W, GRIMMER A, RADL C, LEITNER C, GRUBER A (2018): Spinale Navigation mit intraoperativem O-Arm-basierten 3D-Scan – Erfahrungswerte aus 1000 O-Arm-assistierten spinalen Stabilisierungsoperationen. *J für Neurol Neurochir und Psychiatr*, 19, 136–142.

103. MEHLMAN CT, DIPASQUALE TG (1997): Radiation exposure to the orthopaedic surgical team during fluoroscopy: „How far away is far enough?“ *J Orthop Trauma*, 11, 392–398.
104. SANDERS R, KOVAL KJ, DIPASQUALE T, SCHMELLING G, STENZLER S, ROSS E (1993): Exposure of the orthopaedic surgeon to radiation. *J Bone Jt Surg*, 75, 326–330.
105. VAN DEN HAAK RFF, HAMANS BC, ZUURMOND K, VERHOEVEN BAN, KONING OHJ (2015): Significant radiation dose reduction in the hybrid operating room using a novel X-ray imaging technology. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 50, 480–486.
106. HYUN S-J, KIM K-J, JAHNG T-A, KIM H-J (2016): Efficiency of lead aprons in blocking radiation - how protective are they? *Heliyon*, 2(5), e00117.
107. RAMPERSAUD YR, FOLEY KT, SHEN AC, WILLIAMS S, SOLOMITO M (2000): Radiation exposure to the spine surgeon during fluoroscopically assisted pedicle screw insertion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25, 2637–2645.
108. THEOCHAROPOULOS N, PERISINAKIS K, DAMILAKIS J, PAPADOKOSTAKIS G, HADJIPAVLOU A, GOURTSOYIANNIS N (2003): Occupational exposure from common fluoroscopic projections used in orthopaedic surgery. *J Bone Jt Surg*, 85, 1698–1703.
109. KIM CW, LEE Y-P, TAYLOR W, OYGAR A, KIM WK (2008): Use of navigation-assisted fluoroscopy to decrease radiation exposure during minimally invasive spine surgery. *Spine J*, 8, 584–590.
110. MATSUZAKI H, TOKUHASHI Y, MATSUMOTO F, HOSHINO M, KIUCHI T, TORIYAMA S (1990): Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 15, 1159–1165.
111. AMATO V, GIANNACHI L, IRACE C, CORONA C (2010): Accuracy of pedicle screw placement in the lumbosacral spine using conventional technique: computed tomography postoperative assessment in 102 consecutive patients. *J Neurosurg Spine*, 12, 306–313.

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Mediansagittalschnitt durch die Lendenwirbel I und II.....	2
Abbildung 2:	Drei-Säulen-Modell nach Denis.....	3
Abbildung 3:	Wirbelquerschnitt in Transversal- und Sagittalebene.....	6
Abbildung 4:	Pedikelschraubeneintrittspunkte der BWS und LWS.....	14
Abbildung 5:	Postoperative Röntgenaufnahmen nach dorsaler Stabilisierung.....	15
Abbildung 6:	Deckenangebrachte Angiographieanlage im Hybridoperationssaal.....	23
Abbildung 7:	Referenzierung über auf der Haut aufgebrachte optische Marker.....	24
Abbildung 8:	Festlegung der Region für das Planungs-cone beam CT.	25
Abbildung 9:	Identifikation des 3D-Datensatzes durch die Software.....	25
Abbildung 10:	Planung der Schraubenlage.	26
Abbildung 11:	Intraoperative Ansicht – Hautschnitt und Einbringen der Knochennadel.....	27
Abbildung 12:	Intraoperative Ansicht – Eröffnen des Pedikels.....	28
Abbildung 13:	Intraoperative Ansicht – Einbringen der Knochennadel.....	29
Abbildung 14:	Positionswechsel des C-Bogens.....	30
Abbildung 15:	Festlegung der Region für das postoperative cone beam CT.....	31
Abbildung 16:	Boxplot: Insertionszeit.....	38
Abbildung 17:	Boxplot: Strahlendosis Air Kerma.....	39
Abbildung 18:	Boxplot: Strahlendosis Dosisflächenprodukt.....	40
Abbildung 19:	(A) Wirbelsäule Kadaver 1 und (B) skoliotische Wirbelsäule Kadaver 3.	43

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Ergebnisse der Schraubenlage	35
Tabelle 2: Kontingenztabelle	36
Tabelle 3: Genauigkeit im jeweiligen Wirbelsäulenabschnitt.....	37

9 Danksagung

Ich bedanke mich bei Prof. Sebastian Lippross für die ausgezeichnete Betreuung!

Zudem bedanke ich mich bei Prof. Jost Philipp Schäfer, Prof. Andreas Seekamp und Dr. Julian Pfarr für die Bewertung der Schraubenlage in der CT-Bildgebung.

10 Erklärung und Veröffentlichung

Hiermit versichere ich, Simon Peh, an Eides statt, dass meine Dissertation nach Form und Inhalt meine eigene Arbeit ist und dass ich außer den in der Arbeit aufgeführten keine weiteren Hilfsmittel benutzt habe. Meine Arbeit wurde, weder ganz noch in Teilen, keiner anderen akademischen Stelle als Dissertation vorgelegt. Die vorliegende Arbeit entstand unter Einhaltung der Regeln guter wissenschaftlicher Praxis der Deutschen Forschungsgemeinschaft.

Teile dieser Arbeit wurden in dem folgenden Artikel veröffentlicht:

- Peh S, Chatterjea A, Pfarr J, Schäfer JP, Weuster M, Klüter T, Seekamp A, Lippross S. Accuracy of augmented reality surgical navigation for minimally invasive pedicle screw insertion in the thoracic and lumbar spine with a new tracking device. Spine J. 2020; 20(4):629-637. doi:10.1016/j.spinee.2019.12.009