



**Aus der Neurochirurgischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig-Maximilians-Universität München**

Direktor: Prof. Dr. Jörg-Christian Tonn

**Intraoperative Computertomographie mit integriertem
Navigationssystem in der spinalen Neurochirurgie**

Dissertation

**zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München**

vorgelegt von

Benjamin Scheder

aus

Kirchheimbolanden

2009

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter:	Priv.Doz. Dr. Stefan Zausinger
Mitberichterstatter:	Priv.Doz. Dr. Thorsten Johnson Prof. Dr. Soheyl Noachtar
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Prof. Dr. med. Eberhard Uhl
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	29.10.2009

Inhaltsverzeichnis

	Inhaltsverzeichnis	3
1	Einleitung	5
1.1	Computerassistierte Chirurgie der Wirbelsäule.....	5
1.2	Anatomie der Wirbelsäule.....	6
1.2.1	Allgemeine Anatomie.....	6
1.2.2	Anatomie des Wirbelkörpers.....	7
1.3	Pathologische Veränderungen der Wirbelsäule.....	8
1.3.1	Degenerative Veränderungen.....	8
1.3.2	Frakturen.....	9
1.3.3	Entzündliche Veränderungen.....	11
1.3.4	Rheumatoide Arthritis.....	11
1.3.5	Neoplastische Veränderungen.....	12
1.4	Instrumentelle Wirbelsäulenstabilisierung.....	13
1.4.1	Technik der dorsalen transpedikulären Instrumentierung.....	13
1.4.2	Probleme und Fehler der transpedikulären Instrumentierung.....	15
1.5	Computer Assistierte Chirurgie.....	17
1.5.1	Grundprinzipien der Computernavigation.....	17
1.5.2	Passive Navigation.....	18
1.5.3	Virtuelles Objekt.....	19
1.5.4	CT-Basierte Navigation.....	19
1.5.5	Intraoperative Bildgebung und Navigation.....	22
1.6	Probleme und Zielsetzung.....	23
2	Patienten und Methodik	25
2.1	Patienten.....	25
2.2	Intraoperativer Computertomograph.....	25
2.3	Operationstisch.....	26
2.4	Navigationseinheit.....	26
2.5	Schraubenimplantate.....	27
2.6	Operatives Vorgehen.....	28
2.7	Intraoperative Feststellung von Schraubenfehlagen.....	34
2.8	Radiologische Auswertung der Schraubenlagen.....	34
2.8.1	Lumbale und thorakale Pedikelschrauben.....	35
2.8.2	Zervikale Instrumentierung.....	36
2.9	Komplikationen und Revisionseingriffe.....	38
2.10	Navigation.....	38
2.11	Intraoperative Computertomographie.....	38
2.12	Operativer Workflow.....	39
2.13	Klinischer Verlauf.....	40
2.14	Indikationen und Einsatzgebiete.....	41
2.15	Statistische Auswertung.....	41
3	Ergebnisse	42
3.1	Patienten.....	42
3.1.1	Patientencharakteristika.....	42
3.1.2	Operationsindikationen.....	42
3.1.3	Beschwerdedauer bis Operation.....	43

3.1.4	Dorsale Instrumentierungen.....	43
3.2	Intraoperativ revidierte Schrauben.....	46
3.3	Radiologische Auswertung.....	47
3.3.1	Lumbale Pedikelschrauben.....	47
3.3.2	Thorakale Pedikelschrauben.....	48
3.3.3	Zervikale transartikuläre/transpedikuläre Schrauben.....	50
3.3.4	Zusammenfassung der Schraubenlagen.....	51
3.4	Komplikationen und Revisionseingriffe.....	52
3.4.1	Probleme und Besonderheiten während der Navigation.....	52
3.4.2	Intraoperative/direkt postoperative Komplikationen.....	52
3.4.3	Reoperationen gesamt.....	53
3.4.4	Reoperationen im Vergleich mit historischem Patientenkollektiv mit navigierter Verschraubung ohne intraoperatives CT	53
3.5	Navigation.....	54
3.6	Intraoperative Computertomographie.....	55
3.7	Operativer Workflow.....	56
3.7.1	Anästhesievorbereitung.....	56
3.7.2	Lagerung.....	56
3.7.3	Operativer Eingriff.....	56
3.7.4	Intraoperativer CT-Scan.....	57
3.7.5	Modellrechnung.....	57
3.8	Klinisches Outcome.....	57
3.9	Indikationen und Einsatzgebiete.....	58
4	Diskussion.....	62
4.1	Zielsetzung.....	62
4.2	Stand der Technik.....	62
4.2.1	Intraoperative Computertomographie.....	62
4.2.2	Cone-Beam CT (O-Arm)	63
4.2.3	Isozentrischer 3D-C-Bogen (Arcadis Orbic 3D)	63
4.2.4	Intraoperative 2D Fluoro-Navigation.....	64
4.3	Einfluss und Wertigkeit der intraoperativen Bildgebung.....	65
4.4	Präzision der Instrumentierung.....	67
4.4.1	Definition und Folgen der Pedikelfehllage.....	67
4.4.2	Radiologische Schraubenauswertung und Fehllagen.....	71
4.5	Operationskomplikationen und Revisionseingriffe.....	73
4.6	Praktikabilität und Workflow.....	75
4.7	Strahlenbelastung.....	77
4.8	Stand der spinalen Navigation und Zukunftsausblick.....	78
5	Zusammenfassung.....	81
6	Literaturverzeichnis.....	84
7	Bisher veröffentlichte Teilaspekte der Arbeit.....	97
8	Danksagung.....	99
9	Lebenslauf.....	100

1 Einleitung

1.1 Computerassistierte Chirurgie der Wirbelsäule

Die Computerassistierte Chirurgie (Computer Aided Surgery = CAS) hat mit den Anwendungsgebieten präoperative Planung und Simulation, chirurgische Intervention und medizinische Robotik in den letzten 20 Jahren eine beachtenswerte Veränderung in den chirurgischen Fächern bewirkt. Dabei steht diese Entwicklung erst in den Anfängen und wird mit neuen Entwicklungen und verbesserter Leistungsfähigkeit der einzelnen Komponenten mehr und mehr die Medizin beeinflussen. Entwicklungen wie die Computertomographie durch Hounsfield[104] und die Magnetresonanztomographie durch Damadian[38] in den 70 und 80er Jahren führten zum Einzug der Elektrotechnik bzw. Mikroelektronik und damit des Computers in die Medizin. Streng genommen kann dies bereits als Beginn computerassistierter Chirurgie angesehen werden. Waren die neuen Möglichkeiten moderner Bildgebung vorerst nur präoperativ der Diagnostik und Operationsplanung zugänglich, setzten Shalit und Kollegen[226,227] bereits 1979 einen CT-Scanner im Operationssaal zur Resektionskontrolle von Hirntumoren in der Neurochirurgie ein. Die hochauflösende intraoperative Bildgebung erleichtert nicht nur die Orientierung in anatomisch komplexen Situationen, sondern dient auch der Qualitätskontrolle. Noch vor Wundverschluss kann validiert werden, ob das Operationsziel erreicht wurde, sei es bei der Bestimmung der Resektionsausmaßes eines Hirntumors oder der Kontrolle der Schraubenlagen nach spinaler Instrumentierung. Erforderliche Nachresektionen oder Korrekturen können noch im Operationssaal vorgenommen werden und reduzieren somit nicht zuletzt die Notwendigkeit von Zweiteingriffen.

Die CAS im eigentlichen Sinne begann vor etwa 20 Jahren parallel in Europa (Schlöndorff, Aachen[215]; Reinhardt, Basel[198,199]), Japan (Watanabe[246],Tokyo) und den USA (Kelly ,Hanover[120,121]) mit der computerassistierten chirurgischen Intervention. Die CAS zielt unter Verwendung präoperativer Bilddatensätze auf die Verbesserung des Eingriffes selbst. So soll die Präzision der für das Endergebnis entscheidenden Arbeitsschritte gesteigert, die Indikation von Zugängen erweitert oder überhaupt erst ermöglicht werden[240]. Die Navigation anhand präoperativ generierter Bilder kann jedoch nur bedingt die Dynamik der Operation erfassen und abbilden. Intraoperative Bildgebung erlaubt es hier, die aktuelle Anatomie für Navigationszwecke zu erfassen und diese jederzeit, falls notwendig, zu aktualisieren.

In den letzten Jahren wurden zahlreiche Versuche unternommen, verschiedene Bildgebungsmodalitäten im Operationssaal verfügbar zu machen. Die Bandbreite erhältlicher Systeme reicht hierbei von 3D-C-Bögen für die Navigation am Knochen bis hin zu fest im Operationssaal installierten Kernspintomographen für die kraniale Anwendung.

Mit Fehlplatzierungsraten konventionell eingebrachter Pedikelschrauben von bis zu 40% zählt die Wirbelsäulen Chirurgie zu einem der Zielgebiete der CAS. Eine Vielzahl von Studien belegen mittlerweile deren Vorteile einer erhöhten Präzision und reduzierter Komplikationen. Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Evaluierung des klinischen Nutzens eines neuentwickelten intraoperativen Computertomographen mit integriertem Navigationssystem in der spinalen Neurochirurgie. Hierzu soll neben der Präzision navigierter Instrumentierungen der Einfluss der intraoperativen Bildgebung auf den Operationsverlauf untersucht werden. Die Analyse des operativen „Workflows“ soll zudem helfen, den zeitlichen Aufwand eines solchen Systems zu bewerten. Unter Berücksichtigung bestehender Diskussionsansätze über Vor- und Nachteile mögen die erhobenen Daten und gewonnenen Ergebnisse helfen, die noch jungen Technologien und deren Nutzen zu beschreiben.

1.2 Die Wirbelsäule

1.2.1 Allgemeine Anatomie

Die Wirbelsäule repräsentiert das wichtigste Achsenskelett des Menschen und dient neben der großen Rumpfbeweglichkeit in nahezu allen Freiheitsgraden dem Schutz des Rückenmarks und der abgehenden Spinalnerven. Durch das Zusammenspiel von üblicherweise 24 Wirbelkörpern, den Bandscheiben, dem Kreuzbein sowie den umgebenden Bändern und Muskulatur ermöglicht sie dem Menschen den aufrechten Gang. Von entscheidender Bedeutung ist neben der Integrität und Stabilität der Wirbelkörper selbst auch deren Ausrichtung und Zusammenspiel in einem elastischen Stabsystem. Das Bewegungssegment nach Junghanns[114] (auch Functional Spinal Unit = FSU) stellt die kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule dar. Es setzt sich jeweils zusammen aus zwei benachbarten Wirbelkörpern, der Zwischenwirbelscheibe (Discus vertebralis), den paarigen Wirbelgelenken und den umgebenden Weichteilen (Muskel, Bänder, Nerven). Das Bewegungsausmaß des einzelnen Segmentes ist hierbei aber limitiert, erst das Zusammenspiel aller Elemente ermöglicht den beachtlichen Bewegungsumfang in allen Ebenen. Durch den segmentalen Aufbau lässt sich die Wirbelsäule in vier Abschnitte mit

charakteristischen Eigenschaften und Funktionen unterteilen. So besteht die Halswirbelsäule aus sieben, die Brustwirbelsäule aus zwölf und die Lendenwirbelsäule aus fünf Wirbelkörpern. Die fünf Kreuzbeinwirbel sind zum Kreuzbein fusioniert, die drei bis sechs (meist vier) Steißwirbel zum Steißbein verschmolzen. Beim gesunden Erwachsenen zeigt die Wirbelsäule im Sagittalprofil eine typische Doppel-S-Krümmung. Vom ersten bis zum sechsten Halswirbel sowie vom neunten Brust- bis zum fünften Lendenwirbel ist diese lordotisch, vom sechsten bis neunten Brustwirbel sowie an Kreuz- und Steißbein dagegen kyphotisch gekrümmt[65,196] (siehe Abb. 1)

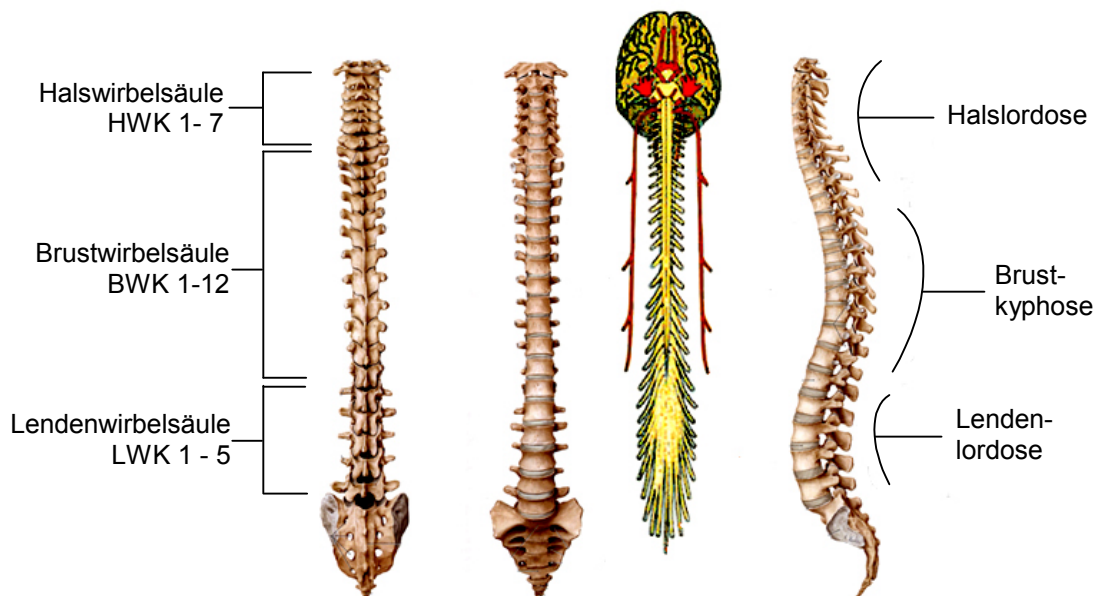


Abb. 1: Dorsale, ventrale und sagittale Ansicht der Wirbelsäule sowie deren Unterteilung (modifiziert nach Netter, H.: "Atlas der Anatomie des Menschen", ISBN-3131422734)

1.2.2 Anatomie des Wirbelkörpers

Jeder Wirbel besteht aus einem kortikospongiosen Wirbelkörper und einem Wirbelbogen, der über die beiden Bogenwurzeln, die sogenannten Pedikel, mit dem Wirbelkörper verbunden ist. Hierbei zeigen die einzelnen Wirbel hinsichtlich ihrer Formgebung und in ihren Dimensionen je nach betrachtetem Abschnitt eine teilweise große Varianz[145,196]. Dies erklärt sich aus den verschiedenen funktionellen Anforderungen und der nach kaudal zunehmenden, axialen Last. Bei gleicher Festigkeit der Spongiosa wird dies durch eine stetige Vergrößerung der Querschnittfläche erreicht, was ihre Tragkraft erhöht[29]. Der Spinalkanal wird ventral vom Wirbelkörper und dorsal vom Wirbelbogen knöchern begrenzt und zeigt einen dreieckigen bis runden Querschnitt. Die Pedikel entspringen im oberen

Bereich der Wirbelkörperrückseite und stellen die kraniale Begrenzung des Neuroforamens. Dorsal daran schließt sich der Wirbelbogen (Arcus vertebrae) an. Dieser verfügt über die paarigen oberen und unteren Gelenkfortsätze (Processus articulares superiores et inferiores), die Querfortsätze (Processus transversi bzw. costales) und den Dornfortsatz (Processus spinosus) (siehe Abb 2).

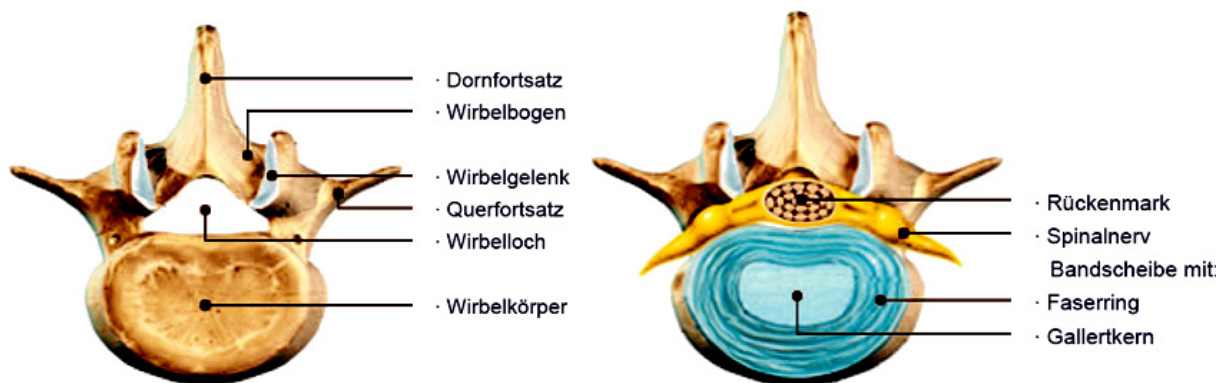


Abb. 2: Anatomie des Wirbelkörpers am Beispiel der Lendenwirbelsäule (modifiziert nach Harms,J.: "Bandscheibe", www.harms-spinesurgery.com)

1.3 Pathologische Veränderungen der Wirbelsäule

Eine Vielzahl verschiedener Pathologien kann isoliert oder in Kombination zu Instabilitäten der Wirbelsäule führen. Für den Patienten macht sich dies je nach Erkrankung durch zunehmende, belastungsabhängige oder auch in Ruhe auftretende Rückenschmerzen bemerkbar. Diese Schmerzen zeigen häufig ausstrahlenden Charakter und können bis zu Lähmungserscheinungen von Armen und/oder Beinen führen. Panjabi[190] und White[252] definieren die Wirbelsäuleninstabilität als einen Verlust der Fähigkeit der Wirbelsäule, unter physiologischen Bedingungen ein normales Zusammenspiel der einzelnen Bausteine zu gewährleisten. So kommt es kurz oder langfristig zu Schäden am Rückenmark oder den abgehenden Spinalnerven. Im Folgenden sollen kurz einige häufige Krankheitsbilder der Wirbelsäule vorgestellt werden.

1.3.1 Degenerative Veränderungen

Die Veränderungen bei degenerativen Bandscheibenerkrankungen sind vielfältig und teilweise voneinander abhängig. Als Hauptursache kann aber, neben anlagebedingten Faktoren, die frühzeitige Alterung von bradytrophem Gewebe, begünstigt durch statisch-

mechanische Einflüsse ausgemacht werden. Die Degeneration des Discus intervertebralis führt zur Höhenminderung und damit zu einer Lockerung des entsprechenden Bewegungssegmentes[89,133]. Als Folge resultiert eine Instabilität, die zu typischen Veränderungen am Knochen und dem zugehörigen Bandapparat führt. Durch die eingeschränkte biomechanische Pufferwirkung der Bandscheibe kommt es zu einer gesteigerten Belastung der angrenzenden Grund- und Deckplatte, was zu deren Sklerosierung führt (Osteosklerose)[102,180]. Im Großteil der Fälle ist hierbei die Lendenwirbelsäule betroffen. Durch die geänderte Statik kommt es zu einer deutlichen Mehrbelastung der dorsalen Elemente. Dies resultiert in einer sekundären Degeneration der Facettengelenke (Spondylarthrose) und Ligamente (Flavum-Hypertrophie). Die vom Knochen ausgehende Abstützreaktion führt zu appositionellen Knochenanbauten und hypertrophierten Facettengelenken, was zur Einengung des Spinalkanals mit Verdrängung des epiduralen Fettes führt. Kann der dorsale Stützapparat den gesteigerten, nach ventral gerichteten Scherkräften nicht mehr standhalten, kommt es zum Abgleiten des kraniellen Wirbelkörpers nach vorne. Dieses Wirbelgleiten geht oft mit einer Gefügelockerung der Interartikularportion (Spondylolisthese)[113,179] einher und bedarf in ausgeprägten Fällen der dorsalen Stabilisierung[94,96] (siehe Abb. 3).

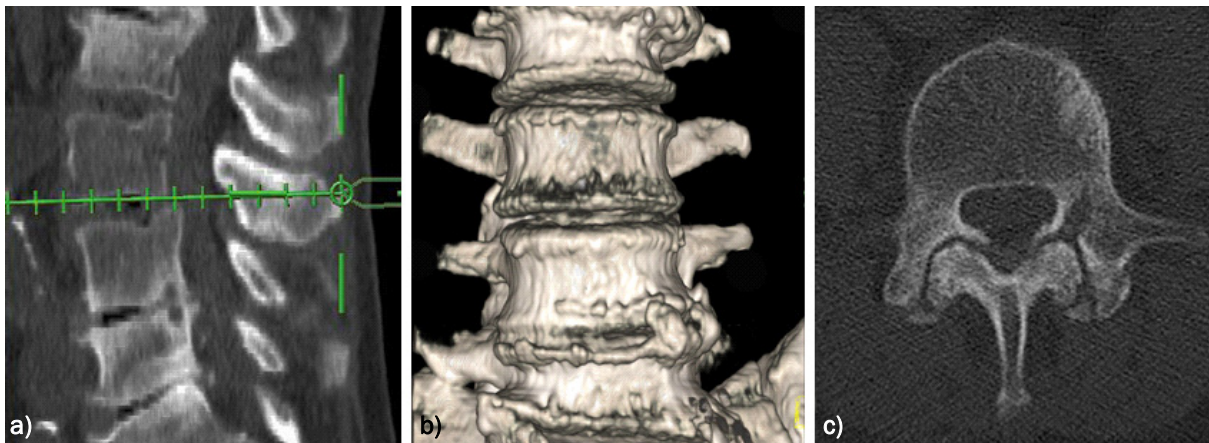


Abb. 3: a)b)c) Lumbale Degeneration mit Stenose, Instabilität und klassischer Abstützreaktion (Pat # 58)

1.3.2 Frakturen

Insgesamt kann zwischen traumatischen, osteoporotischen und pathologischen Wirbelkörperfrakturen unterschieden werden. Traumatische Frakturen der Wirbelsäule finden sich vor allem im Bereich der unteren Halswirbelsäule (C5/C6) und des

thorakolumbalen Übergangs (T12/L1). Dabei können ca. 50% der Fälle auf Verkehrsunfälle und 25% der Fälle auf Sportverletzungen zurückgeführt werden[22,177]. In einem Verhältnis 2,5:1 sind überwiegend Männer betroffen[177]. Die Spannbreite reicht von einfachen Kompressionsbrüchen bis hin zu komplexen diskoligamentären Zerreißen und Berstungsfrakturen. Das Drei-Säulen-Modell nach Denis[43] dient meist zur klinischen und radiologischen Einteilung der thorakolumbalen Frakturen. Es ist insbesondere zur Evaluierung der Stabilität einer Fraktur sinnvoll. Bildmorphologisch finden sich typischerweise Stufenbildung, Konturunterbrechung und Fragmentierung. Auch kann es zu lebensgefährlichen Weichteilverletzungen und gefährlichen intraspinalen Hämatombildung kommen[102]. Nicht zuletzt aufgrund der gesteigerten Lebenserwartung ist in den letzten Jahren eine Zunahme der osteoporotischen Wirbelkörperfrakturen zu verzeichnen. Mit einer Inzidenz von etwa 15% ist die Osteoporose die häufigste Skeletterkrankung und zählt laut Weltgesundheitsorganisation (WHO) zu den häufigsten chronischen Krankheiten. Vor allem Frauen der 2. Lebenshälfte, insbesondere nach der Menopause, sind sehr viel häufiger betroffen als das männliche Geschlecht[168,207]. Durch die Rarefizierung der Knochenbälkchen und die Ausdünnung der Kompakta kommt es zu einer mechanischen Überbeanspruchung unter physiologischen Bedingungen. Folge sind rezidivierende Mikrofrakturen bis pathologische Wirbelkörperbrüche[117]. Vorwiegend im Bereich der unteren BWS und LWS kommt es zur typischen Ausbildung von Fischwirbeln. Die Retropulsion von Knochenfragmenten in den Spinalkanal kann aufgrund von neurologischen Ausfallserscheinungen eine sofortige operative Dekomprimierung und Stabilisierung erforderlich machen[18] (Siehe Abb. 4).



Abb. 4: a)b)c) Kompressionsfraktur LWK1 mit Hinterkantenbeteiligung (Pat #19)

1.3.3 Entzündliche Veränderungen

Auch entzündliche Prozesse der Wirbelsäule können zu Instabilitäten führen. Hier ist vor allem die kombinierte Infektion eines Zwischenwirbelraumes und eines oder beider angrenzender Wirbelkörper häufig (=Spondylodiszitis)[102]. Bei der Genese werden eine spontane und eine postinterventionelle (z.B. nach Nukleotomie) Ätiologie unterschieden. Je nach Erreger differenziert man die tuberkulöse (spezifische) und die nichttuberkulöse Spondylodiszitis. Allgemeinsymptome bestehen oft schon Wochen vor Diagnosestellung. Das betroffene Bewegungssegment reagiert meist stark bewegungs- und berührungsempfindlich[180] (siehe Abb 5).

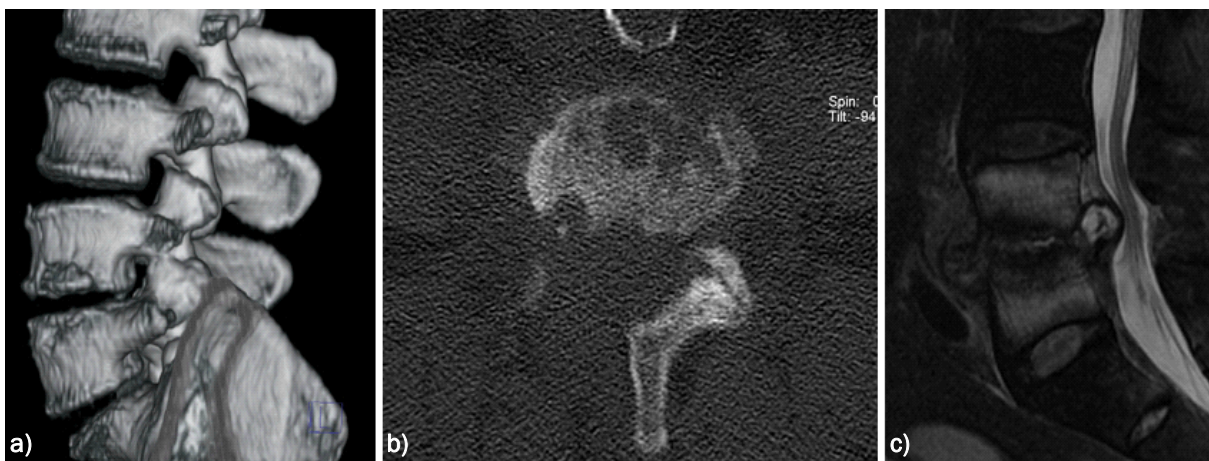


Abb. 5: a)b)c) Postinterventionelle Spondylodiszitis mit Rezidivprolaps (MRT Bild rechts) (Pat #16)

1.3.4 Rheumatoide Arthritis

Neben progredienten Veränderungen an Hand- und Fußgelenken zeigt der rheumatische Patient oft pathognomische Veränderungen der Wirbelsäule. Hiervon ist typischerweise die Halswirbelsäule, insbesondere der kraniozerviale Überhang mit dem Segment C1/C2 betroffen[34,230]. Bei 20–34%[161,229] aller hospitalisierten Rheumapatienten findet sich eine atlantoaxiale Instabilität. Die Pannusbildung führt zu einer Destruktion der kleinen Halswirbelgelenke und einer Gefügelockerung mit anschließender Instabilität (siehe Abb. 6). Im Extremfall kommt es durch die Konsolidation des Dens Axis und des stabilisierenden Bandapparates zu einer horizontalen Pendelbewegung des Dens mit lebensgefährlicher Einengung des Spinalkanals. Die progrediente Myelonkompression indiziert hier eine operative Stabilisierung mit dem Ziel der knöchernen Fusion der beteiligten Gelenke[81].

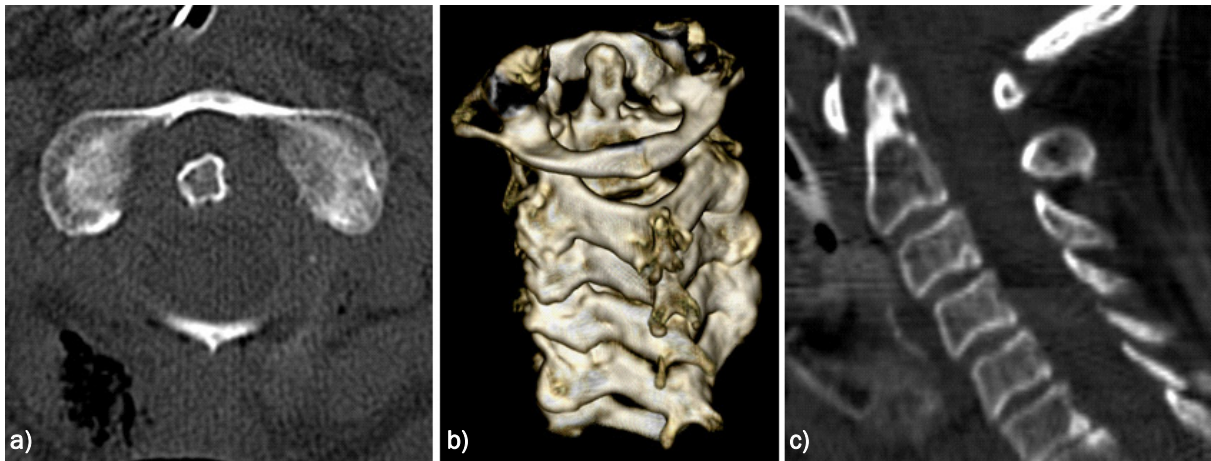


Abb. 6: . a)b)c) Atlantoaxiale Instabilität mit Densarrosion bei rheumatischer Polyarthritis (Pat # 21)

1.3.5 Neoplastische Veränderungen

In der Mehrzahl der Fälle handelt es sich bei den ossären Wirbelsäulenneubildungen um Metastasen. Sie treten bei ca. 10% aller Malignompatienten auf und liegen in über 90% der Fälle im Bereich des Wirbelkörpers[102]. In der Bildgebung zeigen sie häufig einen multiplen Befall und reichern Kontrastmittel an. 5–10% aller Malignome werden initial aufgrund der Myelonkompression entdeckt. Zu den häufigsten Primärtumoren zählt das Prostata-, Mamma-, Lungen- und Nierencarcinom. Die aus dem meist osteoklastischen Verhalten resultierende Instabilität ist oft Ziel palliativer Stabilisationsverfahren[95,102,243] (siehe Abb. 7).

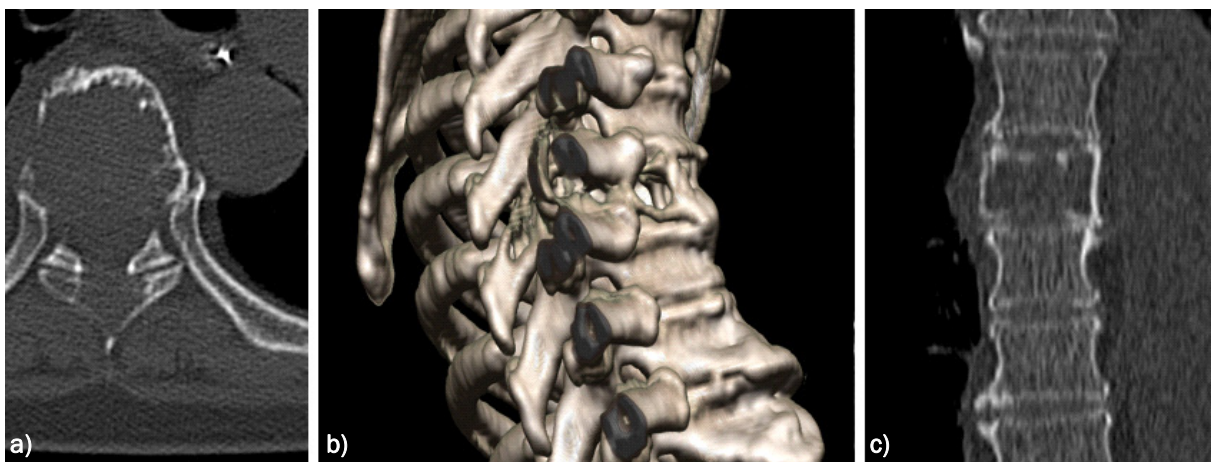


Abb. 7: .a)b)c) Plasmocytom BWK 6 a) axiale b) 3-D Rekonstruktion c) frontale Ansicht (Pat # 34)

1.4 Instrumentelle Wirbelsäulenstabilisierung

Für die therapeutischen Maßnahmen ist die Beurteilung der Stabilität der zugrundeliegenden Wirbelsäulenerkrankung von entscheidender Bedeutung. In den letzten Jahrzehnten haben sich neben konservativen Verfahren zahlreiche operative Behandlungskonzepte als erfolgversprechend herauskristallisiert. Die Indikation für ein operatives Vorgehen stellt sich hierbei vor allem bei Instabilitäten mit Fehlstellungen sowie spinaler oder radikulärer Kompressionsymphthomatik. Vor allem Patienten mit degenerativen Erkrankungen und unter konservativer Behandlung therapieresistenten Schmerzen zeigen hierbei häufig einen langwierigen Krankheitsverlauf[22,95,177,180]. Seit den ersten Aufzeichnungen über traumatische Läsionen und deren Behandlung im alten Ägypten vor ca. 1150 v.Chr. sowie der Pionierleistungen von Hydra[107](1891), Albee[5] (1911), Cloward[35,36](1940) und Roy-Camille[208](1963) haben sich auf dem Gebiet der operativen Wirbelsäulenchirurgie grundlegende Verbesserungen vollzogen. Das von Magerl[158,159](1977) und Dick[147](1984) perfektionierte grundlegende Prinzip der winkelstabilen Verbindung transpedikulär eingebrachter Schrauben via stangenförmiger Längsträger kann hierbei weiterhin als Goldstandard der dorsalen Stabilisierung angesehen werden.

1.4.1 Technik der dorsalen transpedikulären Verschraubung

Unter den verschiedenen dorsalen Fixationsmethoden bietet die transpedikuläre Instrumentierung die biomechanisch beste Stabilität[75,88,123,160,235]. Nach Höhenlokalisation mit Hilfe des Bildwandlers werden in Bauchlage und unter Allgemeinanästhesie zunächst Cutis und Subcutis über den Procc. spinosi durchtrennt. Nach Inzision der Faszie thoracolumbalis wird anschließend die paravertebrale Muskulatur auf beiden Seiten der Laminae abgelöst und bis zum lateralen Rand der Facettengelenke abpräpariert. Zur Identifizierung des optimalen Pedikeleintrittspunktes bedient sich der Operateur verschiedener Orientierungspunkten, sogenannter anatomischer Landmarken. Dies sind vor allem die Facettengelenke und die Querfortsätze und bedürfen daher einer sorgfältigen intraoperativen Darstellung. Die beiden in der Literatur am häufigsten zitierten Techniken sollen kurz erläutert werden. Roy-Camille[208] definiert den Eintrittspunkt als Schnittpunkt der horizontal verlaufenden Mittellinie der Procc. transversi eines Wirbelkörpers und der vertikal verlaufenden Verbindungslinie durch die Procc. articulares. Die Schraubentrajektorie

beginnt dann zirca einen Millimeter kaudal der Facette parallel zur Sagittalachse. Weinstein[249] setzt für die untere Lendenwirbelsäule zur Schonung der medialen Gelenkfläche hingegen weiter lateral an. Mit Hilfe des C-Bogens kann nun im lateralen Strahlengang der gewählte Eintrittspunkt in der Sagittalebene verifiziert werden. In der nicht einsehbaren Transversalebene kann der Operateur die Schraubenorientierung lediglich abschätzen. Die Schrauben sollten bandscheibenparallel und im Bereich von 10-20° nach kaudal eingebracht werden. Um Perforationen der lateralen Wirbelkörperwand zu vermeiden sollte die Schraubenkonvergenz zur Mittellinie thorakal 7-10°, im thorakolumbalen Übergang 5-10° und an der Lendenwirbelsäule circa 15° betragen (siehe Abb. 8 & 9).

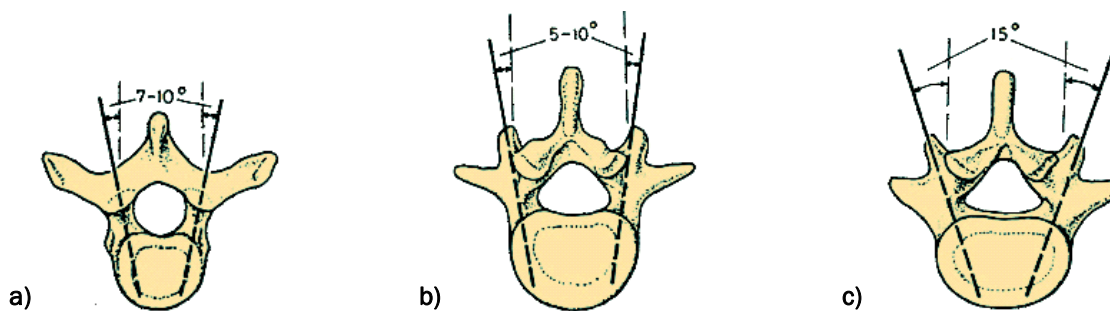


Abb. 8 Axialer Eintrittswinkel Pedikelschrauben a) cervikal b) thorakal c) lumbal

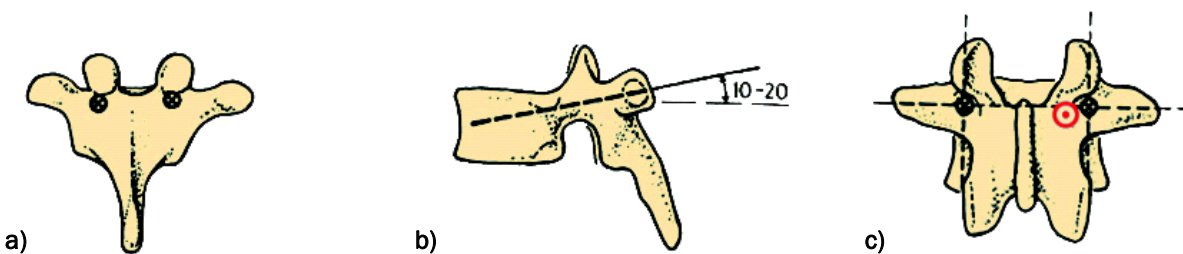


Abb. 9: a) Dorsaler Eintrittspunkt cervikal b) sagittale Neigung c) Lumbal Roy-Camille bzw. Cloward

(Abb 8&9 modifiziert nach Aebi, M.: "AO ASIF Principles in Spine Surgery", ISBN:3540627634)

Die Präparation des Schraubenkanals beginnt mit der Eröffnung der Pedikelkortikalis mittels Pfriems, danach folgt die Vertiefung bis zur Wirbelkörpervorderkante mit der Pedikelahle. Der so präparierte Schraubenkanal wird zur Bestimmung der optimalen Schraubenlänge vermessen und anschließend mit einem Häkchen auf eventuelle Pedikelperforationen überprüft. Abschließend erfolgt die Insertion der selbstschneidenden Schrauben. Während und nach der gesamten Insertionsphase erlaubt der Bildwandler in lateralen, anterior-posteriorem (a.p.) und in schrägen (a.p. 5-20°, sog. „bulls-eye“) Röntgenprojektionen die Lagebeurteilung[236]. Die oft lange Durchleuchtungszeit bei mehrsegmentalen Stabili-

sierungen und komplexen Wirbelanatomien führt oft zu nicht unerheblicher Strahlenbelastung von Patient, Operateur und Op-Personal[236].

1.4.2 Fehler und Probleme der transpedikulären Verschraubung

Das Einbringen von Pedikelschrauben ist chirurgisch anspruchsvoll und setzt neben präzisen Arbeiten sehr gute anatomische Kenntnisse voraus[17,184]. Für die bestmögliche biomechanische Fixierung der implantierten Schraube ist neben der Wahl des richtigen Schraubendurchmessers deren Verlauf im Pedikel und dem angrenzenden Wirbelkörper ausschlaggebend.

Trotz des intraoperativen Einsatzes des Bildwandlers besteht abhängig von den anatomischen Verhältnissen (Pedikeldurchmesser, Skoliose, Osteoporose), dem zu operierenden Wirbelsäulenabschnitt (HWS, BWS oder LWS) sowie der Technik des Operateurs zwangsläufig die Gefahr von Fehlplatzierungen. Die Angaben in der Literatur zeigen hier je nach betrachteter Lokalisation, Erkrankung und Nachuntersuchungsmethode große Schwankungen. Die Spannweite der Fehltagen für den lumbalen Bereich reicht hierbei von 0%[40] ohne bzw. bis 64%[170] mit postoperativer CT Evaluation (siehe Tabelle 1&2). Viele Autoren betonen hierbei die schlechte Beurteilbarkeit der Schraubenlage nur anhand zweidimensionaler Bildgebung und den damit assoziierten unerkannten Fehltagen [23,56,138,184,210, 249,253]. In einer Studie von Farber[56] offenbarte die Computertomographie zehnmal mehr mediale und laterale Pedikelperforation als unter konventioneller Bildwandlerkontrolle.

Die schlechteren Ergebnisse besonders der unteren und mittleren Brustwirbelsäule lassen sich durch die geringen Pedikeldurchmesser, deren komplexe dreidimensionale Konfiguration, die schwierige Orientierung und die schlechte radiographische Darstellbarkeit erklären. Die Kadaverstudie von Vaccaro[244] zeigte bei 90 implantierten Schrauben im Bereich von BWK 4–12 eine Perforationsrate von 41,1%. Davon zeigten über die Hälfte eine mediale Abweichung (56,5% Vs. 43,2%). Xu[259] fand in einer ähnlichen Studie mit der Roy-Camille Technik eine Fehllage in 54,7% der Fälle. Die postoperative Auswertung von Belmont[20] fand für 120 von 279 thorakal gesetzten Schrauben (=43%) eine Fehllage. Als besonders anspruchsvoll gelten hierbei Korrekturen von Skoliosen [141,169]. Die folgende Literaturliste soll die uneinheitliche Datenlage verdeutlichen (siehe Tabelle 1&2). Die Aufstellung berücksichtigt nur Pedikelinstrumentationen mit postoperativer CT- oder MRT-Kontrolle.

Tabelle 1: Literaturübersicht Pedikelfehllagen bei transpedikulärer thorakaler Verschraubung

Brustwirbelsäule								
Autor	Jahr	Zeitschrift	Klinisch Experimentell (k) (e)	Anzahl (=n) Pedikelschrauben	Perforationsrate (%)	Postoperatives CT	Postoperatives MRT	
Hart	2005	Spine	e	64	38	X		
Schnake	2004	Unfallchirurg	k	77	47	X		
Carbone	2003	Spine	k	126	13	X		
Arand	2001	Unfallchirurg	k	34	21	X		
Belmont	2001	Spine	k	279	43	X		
Amiot	2000	Spine	k	70	13			X
Laine	2000	Eur Spine J.	k	32	28	X		
Merloz	1998	Clinical Orthopedics	k	20	50	X		
Merloz	1998	Computer Aided Surgery	k	26	38	X		
Xu	1998	Spine	e	95	55			
Liljenqvist	1997	Spine	k	120	25	X		
Vaccaro	1995	J Bone Joint Surg Am	k	90	41	X		
Gertzbein	1990	Spine	k	71	30	X		
Total n=13				1104	35			

Tabelle 2: Literaturübersicht Pedikelfehllagen bei transpedikulärer lumbaler Verschraubung

Lendenwirbelsäule								
Autor	Jahr	Zeitschrift	Klinisch Experimentell (k) (e)	Anzahl Pedikelschrauben	Perforationsrate (%)	Postoperatives CT	Postoperatives MRT	
Arand	2001	Unfallchirurg	k	52	17	X		
Amiot	2000	Spine	k	474	16			X
Laine	2000	Eur Spine J.	k	245	11	X		
Wiesner	2000	Spine	k	408	7	X		
Merloz	1998	Clinical Orthopedics	k	32	50	X		
Merloz	1998	Computer Aided Surgery	k	28	64	X		
Schulze	1998	Spine	k	244	41	X		
Haaker	1997	Eur Spine J.	k	141	9	X		X
Castro	1996	Spine	k	131	40	X		
Castro	1996	Spine	e	42	24	X		
Farber	1995	Spine	k	74	31	X		
Jerosch	1992	Zentrallblatt Orthopädie	k	131	40	X		
Gertzbein	1990	Spine	k	96	28	X		
Total n=13				2098	22			

Als klinische Folge einer Schraubenfehllage kann es je nach Ausmaß und Richtung der Abweichung zu biomechanischer Instabilität und neurologischen bzw. vaskulären Schäden kommen (siehe 7.4.1).

1.5 Computerassistierte Chirurgie

Angespornt durch die teilweise hohen Fehlplatzierungsraten und inspiriert durch die Fortschritte in der modernen Bildgebung kam es in den letzten Jahren zu zahlenreichen Neu- und Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der computernavigierten Wirbelsäulenchirurgie. Im Folgenden sollen die Grundprinzipien vorgestellt werden.

1.5.1 Grundprinzipien der Computernavigation

Das Prinzip der Neuronavigation basiert auf der Fusion des physikalischen Raumes (Operationssitus) mit dem virtuellen Raum der präoperativ angefertigten Bilddatensätze (CT, MRT, 3D-Röntgen). Dies ermöglicht die Orientierung im Operationsgebiet durch die ständige Positionsbestimmung eines Zeige- oder Arbeitsinstrumentes und dessen Visualisierung im jeweiligen Bildvolumen. Der Navigator (Computer) stellt hierbei die zentrale Steuereinheit dar. Er definiert ein globales Koordinatensystem, in dem die Lage und Ausrichtung der agierenden Instrumente in Beziehung zum therapeutischen Objekt gesetzt werden. Voraussetzung hierfür ist der vorausgehende Abgleich beider Räume. Anhand identischer Punkte im realen und virtuellen Raum werden diese im Arbeitsschritt der Registrierung in Deckung gebracht („Matching“). Die räumliche Position eines jeden Punktes kann hierbei anhand seiner spezifischen, kartesischen Koordinaten x , y und z exakt definiert werden. In der Regel handelt es sich hierbei um leicht zu identifizierende anatomische Landmarken. Auch die Nutzung künstlicher Marker („Fiducials“) ist möglich. Die Orientierung in Echtzeit gelingt durch die ständige Neuberechnung der Transformationsmatrix, welche Translations- und Rotationsbewegungen sowie die jeweilige Skalierung von therapeutischem Objekt und Instrument berücksichtigt[240].

Je nach Aufgabenbereich und Autonomiegrad unterscheidet man aktive, semiaktive und passive Navigatoren. Zur Gruppe der aktiven Navigatoren zählen die medizinischen Robotersysteme[55,119]. Entsprechend der präoperativen Planung führen diese gewünschte Arbeitsschritte autonom durch[182]. Dem Operateur kommt hier nur eine Kontrollfunktion zu. Auf der Grundlage konventioneller Industrieroboter (z.B.

Automobilindustrie) ermöglichen sie die präzise technische Durchführung eines im Normalfall von Hand durchgeführten Arbeitsschrittes.

In die Kategorie der semiaktiven Navigatoren fallen passive Roboter und computerassistierte Schablonen. Der Navigator schränkt hierbei den ärztlichen Bewegungsspielraum ein und dirigiert ihn in die gewünschte Position[182].

1.5.2 Passive Navigation

Die passive Navigation erlaubt die Orientierung eines Instrumentes im therapeutischen Raum ohne den Bewegungsspielraum des Operateurs einzuschränken. Hierzu erfasst ein Trackingsystem die Bewegungen des Zeige- (Pointer) oder Arbeitsinstrumentes und bildet sie als virtuelles Objekt in 2-D oder 3-D Bilddatensätzen ab. Das Navigationssystem hat nur eine Visualisierungsfunktion und agiert als Schnittstelle zwischen realer und virtueller Welt. Waren die ersten passiven Navigationssysteme noch gelenkarmbasiert durch die digitale Kodierung der Winkeleinstellungen eines Vielgelenkarms[182,246], dominieren heute berührungslose Systeme. Hierfür bedient man sich verschiedener physikalischer Messprinzipien[182]. Nutzten die ersten kommerziellen Systeme noch akustische[203] und elektromagnetische[6,262] Messverfahren, kommt heute vor allem die optoelektronische Verfolgung (=Tracking) von Instrumenten zur Anwendung (siehe Abb. 10). Um die Lage eines rigiden Instrumentes eindeutig im Raum zu bestimmen, genügt die Erfassung von mindestens drei Punkten, welche nicht auf einer Linie liegen (Triangulierung). Die in der Medizin verwendeten markerbasierten Verfahren nutzen zum Tracking das für das menschliche Auge nicht sichtbare Infrarotlicht. Je nach verwendetem System lassen sich aktive und passive Verfahren unterscheiden. Aktive Marker erzeugen mit Hilfe von LEDs (Light Emitting Diodes) Lichtsignale[263]. Ein Kamerasystem(z.B. NDI Polaris), bestehend aus mindestens zwei CCD-Detektoren (Charged-Couple Device), empfängt diese Signale und berechnet durch Analyse der Stereodisparität die genaue räumliche Position. Da die Lichtimpulse nicht gleichzeitig, sondern nacheinander abgegeben werden, kann das Navigationsgerät jedem Instrument die exakte Position zuordnen. Nachteile der kabelgebundenen aktiven Marker sind die unhandliche Bedienung sowie die Verschleißanfälligkeit (Sterilisation). Passive Systeme nutzen Infrarotlicht reflektierende Kugeln („rigid-bodies“)[86]. Das Kamerasystem agiert als Sender und Empfänger. Anhand mehrerer Reflexionsbilder gelingt es, die Markersignale mit synchronem Bewegungsmuster einem Instrument zuzuordnen. Durch das für jedes Instrument spezifische

Anwendungsmuster der reflektierenden Sphären ist eine eindeutige Identifikation möglich (Multimarker-Geometrie). Die kabelfreie Bedienung und die Möglichkeit, eine Vielzahl konventioneller Instrumente mit Markern zu bestücken, machen sie sehr anwenderfreundlich. Demgegenüber steht die leicht reduzierte Gesamt-genauigkeit[69], vor allem bei verdecktem oder verschmutztem (Blut) Reflexionszentrum. Da die Kugeln für den Einmalgebrauch bestimmt sind, entstehen zudem höhere Fallkosten[125,182].

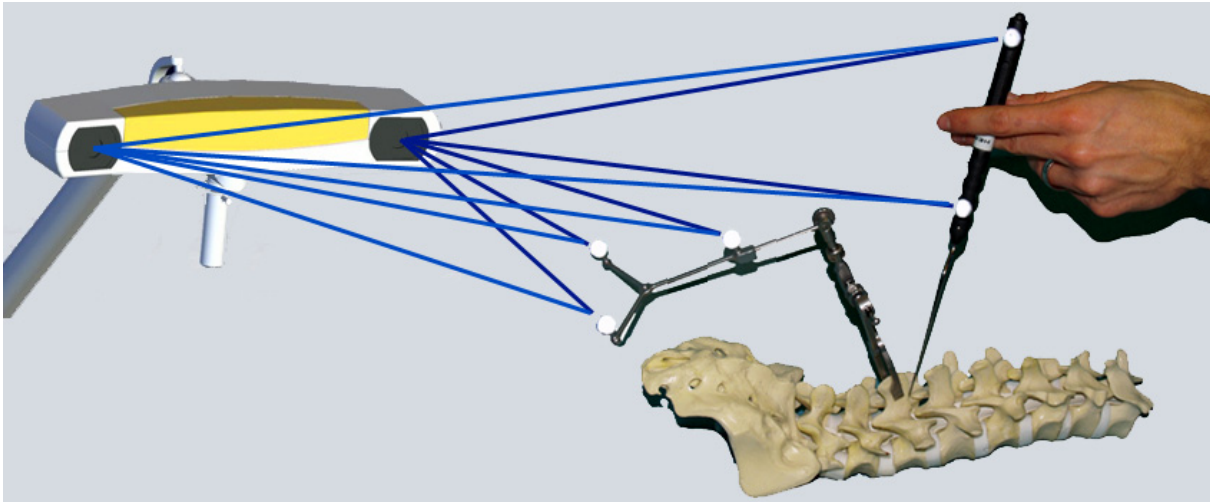


Abb. 10: Funktionsprinzip des Passiv Marker Trackings. Abgebildet Kamera, Referenzklemme & Pointer

1.5.3 Virtuelles Objekt

Voraussetzung für jede Navigation ist ein virtuelles Abbild des therapeutischen Objektes. Wo die ersten primitiven Navigationssysteme noch auf universelle anatomische Atlanten zur Orientierung vertrauten, stehen heute eine Vielzahl bildgebender Verfahren zur Auswahl um die patientenindividuelle Anatomie abzubilden. Zur Darstellung der knöchernen Wirbelsäule ist besonders die Röntgentechnik mit ihrem hohen Knochen-Weichteil Kontrast geeignet. Neben der von Röntgen vorgestellten zweidimensionalen Projektionstechnik kommt mit der Computertomographie seit Ende der siebziger Jahre ein hochauflösendes, dreidimensionales Schnittbildverfahren zur Anwendung.

1.5.4 CT-Basierte Navigation

Als virtuelles Objekt verwendet die CT-basierte Navigation einen präoperativ erstellen CT-Datensatz. Dieser erfasst neben den zu operierenden Segmenten jeweils den kranial und kaudal davon gelegenen Wirbelkörper. Der Großteil der Navigationssysteme benötigt zur weiteren Bildsegmentierung und Prozessierung axiale Spiral-CT-Aufnahmen mit einer

Gantrykipfung von 0° . Die Schichtdicke der Bilder richtet sich nach dem Wirbelsäulenabschnitt und reicht von 3mm im Bereich der Lenden- bis 2mm und teilweise 1mm im Bereich der Hals- und Brustwirbelsäule. Der zeitliche Abstand zwischen präoperativer Bildgebung und tatsächlichem Eingriff sollte hierbei möglichst kurz gehalten werden, um den späteren Operationssitus möglichst genau erfassen und darstellen zu können[174]. Die Planungssoftware errechnet hieraus axiale, coronare und sagitale Rekonstruktionen der ROI (Region of interest). Zudem ermöglicht die Anwendung eines Volume-Rendering-Algorithmus die Anzeige eines flächenbasierten 3D-Modells der knöchernen Wirbelsäule. Nach Höhenlokalisierung mit dem Bildwandler erfolgt in gewohnter Weise die chirurgische Freilegung der dorsalen Wirbelsäule. Die Schnittführung nach cranial und kaudal ist hierbei meist großzügiger, um genügend Platz für die Referenzierungsbasis und das Matching zu schaffen[124]. Hierzu wird der Prozessus spinosus des zu instrumentierenden Wirbelkörpers fest mit der Referenzierungsbasis (Dynamic reference base: DRB) verschraubt. Dies definiert dem Navigationssystem die Region des Punkteabgleichs und ermöglicht nach erfolgter Referenzierung die Erfassung von Bewegungen und Lageänderungen des Operationssitus. Für den Abgleich und somit die Verbindung von virtuellem Objekt zu Navigator, Instrumenten und therapeutischem Objekt stehen verschiedene sog. Referenzierungsverfahren zur Auswahl:

Pair-Point Matching: Bei der Paar-Punkte-Registrierung werden im präoperativen CT-Datensatz prägnante Punkte (Anatomische Landmarken) markiert und anschließend intraoperativ mit Hilfe eines sog. Pointers (Digitalisierungszeiger) definiert. Dies bildet die Grundlage der vom Computer berechneten Transformationsmatrix. In der Regel handelt es sich hierbei um insgesamt 3–5 Punkte auf den Dorn-, Gelenk- und Querfortsätzen. Gelingt die Registrierung der Bilddaten, berechnet die Navigationssoftware einen mittleren Abweichungsfehler (Root Mean Square =RMS), der als Orientierung für die Genauigkeit des Abgleichs herangezogen werden kann. Anschließend besteht die Möglichkeit, die Präzision der Referenzierung mit der Durchführung eines sog. Surface Matching zu verbessern. Ein dem Pair-Point Matching verwandetes Registrierungsverfahren stellt die sog. Pin-Registrierung dar. Hierzu werden statt anatomischer Landmarken präoperativ eingebrachte Marker (Fiducials) wie Metallpins lokalisiert. Das Verfahren arbeitet sehr präzise, bedeutet aber einen zusätzlichen operativen Eingriff für die Implantation.

Surface Matching/Region Matching: Bei der Oberflächenregistrierung digitalisiert der Operateur ohne bzw. mit Vorgabe Punkte (je nach System 4–20 Stück) des knöchernen Oberflächenreliefs (siehe Abb. 11). Hierbei sollten die Punkte möglichst weit auseinander liegen, um die topographische Gesamtheit des Wirbelkörpers zu erfassen. Die Navigationssoftware versucht anschließend die durch diese mathematische Punktwolke beschriebene Oberflächenkontur mit dem 3D-Oberflächenmodell abzugleichen. Durch manuelles Verschieben und Drehen der Punkte am Bildschirm kann zusätzlich eine Feinjustierung vorgenommen werden. Auch hier berechnet der Computer einen mittleren Registrierungsfehler, der als relativer Qualitätsindex zwischen virtuellem Modell und anatomischer Realität dient[100](siehe 4.8).

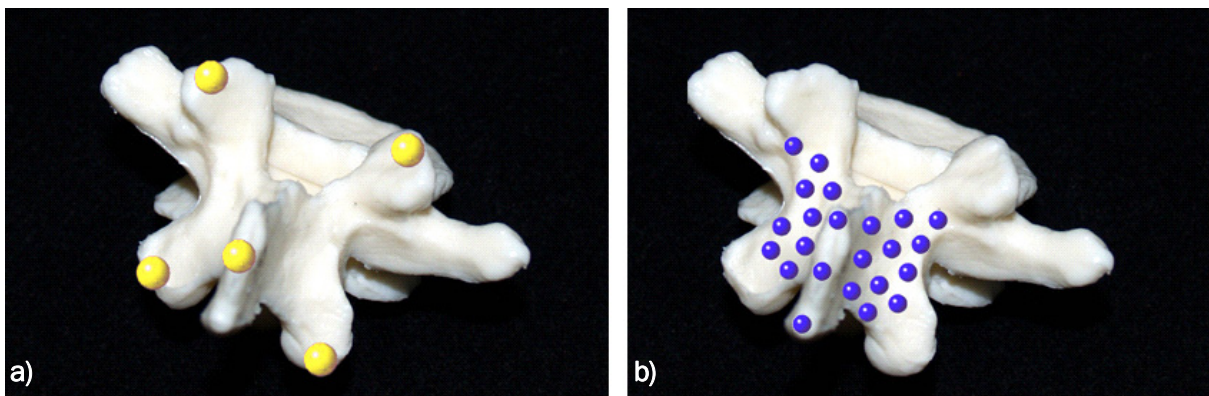


Abb. 11: Punkteverteilung zur Registrierung **a)** Pair-Point-Matching **b)** Surface Matching

CT-Fluoro Matching: Beim CT-Fluoro Matching werden zwei Röntgenprojektionen (a.p. & lateral) eines kalibrierten Bildwandlers zur Registrierung des 3D-CT-Datensatzes genutzt. Die intraoperativ angefertigten Röntgenprojektionen werden hierzu mit digital rekonstruierten 2D-Projektionen (DRRs= digital reconstructed radiographs) des CT-3D-Volumens überlagert und abgeglichen (siehe Abb. 12). Die für die manuelle Registrierung notwendige großzügige Exposition des Operationsfeldes wird fakultativ. Dies ermöglicht minimalinvasive perkutane und ventrale Zugänge zur Wirbelsäule[10,209].

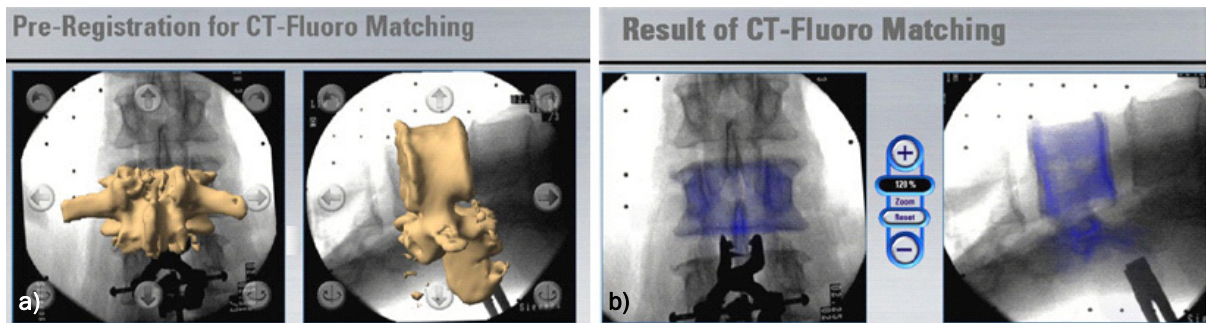


Abb. 12: a) Vorregistrierung zum CT-Fluoro Matching b) Ergebnis und Kontrolle des Matchings

Bei allen Registrierungsmodalitäten sollte das Ergebnis des Matching anhand anatomischer Landmarken überprüft werden („verification“). Dazu markiert der Chirurg mit dem Pointer leicht zu identifizierende Punkte im Operationsfeld (Spitze Dornfortsatz, Fazettengelenke) und überprüft die Kontaktbildung zum Knochen auf dem Display der Navigationseinheit[10,70,100]. Ist das Ergebnis unbefriedigend, zum Beispiel durch schlechte Darstellung der Knochen-Weichteil-Grenze, muss die Registrierung wiederholt werden. Die Festlegung eines Fixpunktes („accuracy check“) erleichtert die Erfassung von intraoperativen Migrationsbewegungen der DRB in Relation zum navigierten Objekt[10,70]. Ist eine sichere Navigation möglich, werden die zur Operation benötigten Instrumente nach Anbringen eines Referenzierungsterns in einer Kalibrierungsmatrix (ICM) referenziert. Hierbei handelt es sich in der Regel um die Pedikelahle und den Pfriem zur Präparation des Schraubenkanals. Für die Schraubenimplantation kann der Operateur zwischen einem „Guidance“- und einem „Realtime“-Modus wählen. Im „Guidance“-Modus erfolgt die Präparation entlang einer festgelegten Trajektorie. Die Anzeige des korrekten Eintrittspunktes („Entry-Point“) und Eintrittswinkels erleichtert hierbei das Arbeiten. Die Schraubenplanung kann mit spezieller Software bereits im Vorfeld der OP oder erst intraoperativ erfolgen. Zudem lässt sich so leicht Länge und Durchmesser der benötigten Schraube bestimmen. Im sog. Echtzeitmodus („Realtime“) verzichtet der Operateur hingegen auf diese Führung. Das finale Eindrehen der Schrauben kann wahlweise mit einem referenzierten Schraubendrehen ebenfalls auf dem Monitor verfolgt werden. Der Einsatz eines Bildwandlers ist fakultativ und erhöht die Sicherheit der Instrumentation.

1.5.5 Intraoperative Bildgebung und Navigation

Die Orientierung und Navigation anhand präoperativer dreidimensionaler Bilddaten weist eine Reihe von Nachteilen auf. So können intraoperativ eingetretene Lageveränderungen

des Patienten und des Operationssitus oft nur unzureichend abgeschätzt werden. Die intraoperative Bildgebung ermöglicht es hier während der Intervention auftretende Fragestellungen mit Hilfe bildgebender Verfahren zu klären. Diese Idee wurde bereits 1954 von Diethelm[42] und Rost mit der Entwicklung des ersten mobilen C-Bogens aufgegriffen und befindet sich seit vielen Jahren in der routinemäßigen Anwendung. Die in Echtzeit angefertigten, zweidimensionalen Röntgenprojektionen sind jedoch nicht in der Lage die oft komplexe, dreidimensionale Anatomie zu erfassen. So wird bei der dorsalen Pedikelschraubenimplantation im seitlichen Strahlengang die zweite Schraube häufig durch die bereits gesetzte Schraube überschattet. Eine Visualisierung in axialer Orientierung ist systembedingt ausgeschlossen. Ermöglicht durch die rasanten Fortschritte der Bilderzeugung und Weiterverarbeitung stehen heute eine Reihe verschiedener 3D-Modalitäten für die intraoperative Anwendung bereit (siehe 7.2). Die Operateur erhält so eine zusätzliche Visualisierungs- und somit Orientierungshilfe und kann direkt entscheiden, ob das Operationsziel erreicht wurde. Gerade die Neurochirurgie mit Eingriffen an hoch sensiblen, neurologischen Strukturen profitiert von dieser Möglichkeit der intraoperativen Qualitätskontrolle. So lassen sich das Ausmaß der Tumorsektion bei kraniellen Eingriffen oder die Implantatlage bei Wirbelsäulenstabilisierungen schnell und effizient bestimmen. Der kombinierte Einsatz mit einer Navigationseinheit ermöglicht die intraoperative Aktualisierung des Datensatzes und berücksichtigt somit die aktuelle Patientenanatomie. Die Akquisition des für die Neuronavigation notwendigen Navigationsdatensatzes erfolgt weitverbreitet in Rückenlage, welche meist von der späteren intraoperativen Lagerung der Patienten in Bauchlage abweicht. Zwischenzeitlich eingetretene, intersegmentale Verschiebungen benachbarter Wirbelsäulensegmente können so zu relevanten Ungenauigkeiten der Navigation führen. Dies trifft besonders auf spinale Instabilitäten bedingt durch Trauma, inflammatorische Prozesse oder eine isthmischen Spondylolisthesis zu. Die Bildgebung in finaler Operationslagerung reduziert potentielle Lageänderungen auf ein Minimum und trägt somit zur Präzisionssteigerung der Navigation bei[99].

1.6 Probleme und Zielsetzung

Ziel dieser prospektiv und konsekutiv angelegten Anwendungsbeobachtung ist die Evaluierung eines neuen, intraoperativen Computertomographen mit direkt vernetzter

Navigationseinheit bei spinalen Stabilisierungsoperationen. Hierzu sollen folgende Fragen und Problematiken genauer beleuchtet werden:

- Einfluss der intraoperativen Bildgebung auf den Operationsverlauf
- Radiologische Auswertung der Schraubenlagen
- Komplikationen und Revisionseingriffe unter Navigation und intraoperativer Bildgebung
- Kennzahlen und Dauer der Navigation
- Kennzahlen und Dauer der CT-Untersuchungen
- Analyse und Bewertung des operativen Workflows bei navigationsgestützten spinalen Eingriffen mit intraoperativer Computertomographie
- Klinischer Verlauf
- Indikationen und Einsatzgebiete des Systems anhand ausgewählter Beispiele

2 Patienten und Methodik

2.1 Patienten

Alle Patienten die sich im Zeitraum von Februar 2006 bis Juni 2008 (= 28 Monate) in der Neurochirurgischen Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Großhadern einer navigierten, dorsalen transpedikulären Instrumentierungen unter Anwendung eines neuentwickelten, intraoperativen Computertomographen an der Wirbelsäule unterzogen, wurden erfasst. Zur Charakterisierung des Patientenkollektivs wurden folgende demographische Daten erhoben: Alter, Geschlecht, Operationsindikation, Beschwerdedauer bis zur Operation, Voroperationen im zu stabilisierenden Wirbelsäulenabschnitt, Art und Umfang der Instrumentierung. Die Auswertung erfolgte prä- als auch postoperativ anhand der konventionellen bzw. elektronischen Patientenakten sowie weiteren vorliegenden Unterlagen (Hausarztbriefe, Überweisungsschreiben, Ambulanzberichte).

Alle Eingriffe wurden von einem erfahrenen Neurochirurgen durchgeführt. Die Patienten wurden vor der Operation ausführlich über den Einsatz der intraoperativen Computertomographie sowie über die Verwendung der spinalen Neuronavigation aufgeklärt. Dies wurde zusätzlich in der Operationsaufklärung zum jeweiligen Eingriff dokumentiert.

2.2 Intraoperativer Computertomograph

Für die prä- und intraoperativen CT-Untersuchungen kam der von Siemens Medical, Erlangen neu entwickelter Computertomograph SOMATOM Sensation Open™ zur Anwendung (Tech. Kenndaten siehe Tabelle 3 & Abb 13). Die Installation erfolgte im Dezember 2005 in einem präexistierenden Operationssaal der Neurochirurgischen Klinik Großhadern. Das Gerät ist auf einer Schienenkonstruktion im OP fahrbar und wird für die Untersuchung über dem Patienten positioniert. Anstelle des normalen Tischvorschubes vollzieht das CT-Gerät eine motorisierte Translationsbewegung und erlaubt so die Akquirierung eines konventionellen Spiral-CT-Datensatzes. Der 40-zeilige Multi-Slice Detektor ermöglicht die Untersuchung im Sekundenbereich bei bester Bildqualität. Die mit 82 cm Durchmesser großzügige Gantryöffnung erlaubt einfachen Patientenzugang und gewährleistet auch bei korpulenten Patienten eine sichere Untersuchung. Die Bedienung erfolgt in einem dem OP benachbarten Kontrollraum mit entsprechender Steuerkonsole. Die moderne Bildbearbeitungssoftware erlaubt neben zahlreichen 2D- und 3D-Rekonstruktionsmodi auch Spezialuntersuchungen

wie CT-Perfusionsangiographien. Nach jeder Bildgebung erfolgt die automatische Archivierung der Daten im Krankenhausinformationssystem (PACS).

Tabelle 3: CT Kenndaten SOMATOM Sensation Open

System Hardware		System Software	
•Gantry:		•Software:	
Durchmesser	82 cm	Syngo CT 2006 A-W	Viewer
Scanfeld	50 cm		3D SSD
Rotationszeit	1 s		Real Time MPR
Bewegungsumfang	285 cm		Inspace 4D
•Datenakquisition :		Bildrekonstruktion	
Detektor Typ	40 Zeilen UFC™ Detektor	Bildmatrix	1024 x 1024 Px
Detektor Elemente	1344/Zeile	Rekonstruktionsmatrix	512 x 512 Px
Min Kollimationsdicke	0.6 mm	CT Werteskala	-1024 bis + 3071 HU
CT-Röhre:		Rekonstruktionsfeld	5 – 50 cm
Typ	STRATON CT X-Ray Tube	Rekonstruktionsdicke	0.6,0.75,1.0,1.5,2.0, 3.0,4.0,5.0 – 10.0mm
Röhrenstromstärke	28 – 400 mA	Rekonstruktionszeit	Bis 20 Bilder/s
Röhrenspannung	80 ,100, 120 ,140 kV		

2.3 Operationstisch

Für die Operation und die CT-Untersuchungen wurden die Patienten auf einem neu installierten, röntgendurchlässigen Operationstisch (Jupiter, Trumpf, Puchheim, Deutschland) in konventioneller Weise gelagert. Die 225,0 cm lange Grundplatte besteht zu einem Großteil aus Carbonfaser-Verbundmaterial und erlaubt die nahezu artefaktfreie Akquisition der Bilddaten. Nach Bedarf kann für kraniale und cervicale Eingriffe wahlweise eine Carbon Mayfield Klemme (OMI Inc., Cincinnati, USA) oder eine halboffene Ringkopfstütze am Tisch angebracht werden. Durch die adaptiven Abmessungen ist eine problemlose Positionierung in der CT-Gantry möglich. Die Tischposition lässt sich per Fernbedienung motorisiert steuern und digital abspeichern. Für die intraoperative Bildgebung kann die so zuvor gespeicherte Scanposition schnell und präzise abgerufen werden.

2.4 Navigationseinheit

In der vorliegenden Arbeit kam ein auf optoelektronischer Passiv-Marker-Basis operierendes Navigationssystem (VectorVision, BrainLAB, Heimstätten, Deutschland) zur Verwendung. Es befindet sich seit 1997[86] mit zahlreichen Neu- und Weiterentwicklungen im klinischen Gebrauch und erlaubt den schnellen Import der mit dem CT generierten Bilddaten. Die

Hardware besteht aus einer Workstation und zwei schwenkbaren Gelenkarmen. Diese tragen den steril abdeckbaren Touchscreenmonitor bzw. die High-Speed-Infrarotkamera (Polaris, NDI, Kanada). Bis 8/2007 waren die Systemkomponenten in einer fahrbaren Trolleybasis integriert (VectorVision Compact). Ab 9/2007 wurde die Navigationseinheit in einer neu installierten, gelenkarmbasierten Deckenkonstruktion untergebracht (VectorVision Sky) (siehe Abb. 13). Dies erlaubt die Positionierung der beiden Arme unabhängig voneinander und verbessert die Ergonomie im Operationssaal. Die Navigationseinheit verfügt über eine craniale und die in dieser Arbeit verwendete, spinale Navigationssoftware (Spine Build 5.5.1).

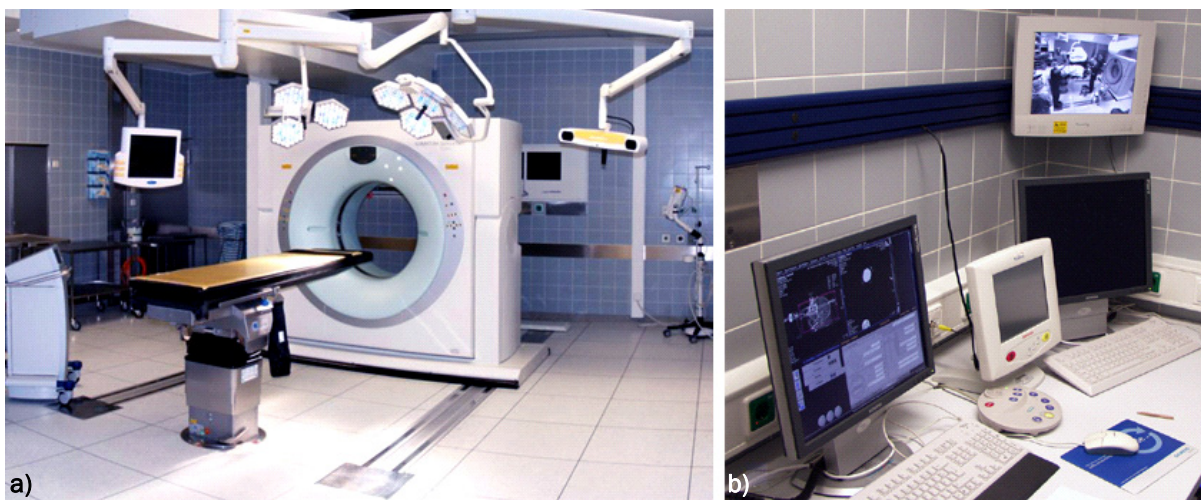


Abb. 13: a) Operationssaal mit intraoperativem CT und VV Sky Navigationseinheit b) CT Steuerkonsole

2.5 Schraubenimplantate

Der Wirbelsäulenmarkt bietet mittlerweile eine Vielzahl von Implantatsystemen für die Instrumentierung an den verschiedenen Wirbelsäulenabschnitten an. Bei den in der vorliegenden Arbeit zahlenmäßig dominierenden Pedikelschrauben wurden lumbal größtenteils (>95%) selbstschneidende Titanschrauben des Synthes® Click´X (Ø 6,2mm, Länge 35- 55mm, polyaxial) bzw. thorakal des Synthes® USS II (Ø5,2mm bzw. 4,2mm, Länge 35-55mm, monoaxial) Instrumentariums verwendet. Bei der zervikalen transpedikulären Spondylodese kamen Schrauben des Synthes® Starlock Instrumentariums (Ø 3,5mm, Länge 32-54mm, polyaxial) zum Einsatz. Zur atlantoaxialen Stabilisierung wurden kanülierte, transartikuläre C1/C2-Schrauben des Ulrich® Neon Systems (Ø 4mm, Länge 34-50mm) verwendet[25,239] (siehe Abb. 14).

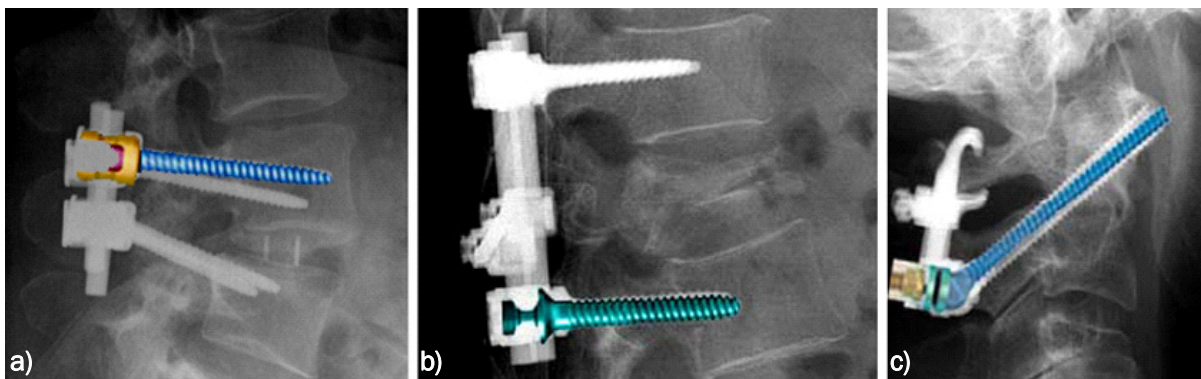


Abb. 14: Verwendete Implantate a) lumbal bzw. b) thorakal transpedikulär c) cervical transartikulär

2.6 Operatives Vorgehen

Alle navigierten Instrumentierungen wurden in Intubationsnarkose (ITN) und unter Muskelrelaxation durchgeführt. Für die dorsalen Zugänge wurden die Patienten in Bauchlage auf einer Gelmatte mit zusätzlicher Unterstützung von Brust und Becken gelagert. Bei Eingriffen an der oberen Halswirbelsäule wurde der Kopf zusätzlich wahlweise in einer röntgendurchlässigen Carbon-Mayfieldklemme oder einer halboffenen Ringkopfstütze fixiert. Um Infektionen des Operationssitus vorzubeugen, erhielten alle Patienten präoperativ und gegebenenfalls zusätzlich intraoperativ eine Antibioseprophylaxe. Die Lagerung in der finalen Operationsposition erfolgte in üblicher Art und Weise mit Orientierung des Patientenkopfes in Richtung CT-Gantry. Die zur anästhesiologischen Überwachung benötigten Monitoringkabel und Beatmungsschläuche wurden wenn notwendig verlängert und lateral am Patienten gelagert. Beim anschließenden Sicherheits- bzw. Lagerungstest wurde das CT über dem Patienten positioniert. Hierbei wurde sichergestellt, dass die Bildgebung sicher und ohne Kontakt zwischen Patient und CT durchgeführt werden kann. Die jeweils individuelle Tischposition wurde gespeichert und konnte während der Operation zu jedem Zeitpunkt abgerufen werden.

Bei allen Eingriffen erfolgte nun die Akquisition des CT-Datensatzes zur spinalen Navigation. Dieser CT-Scan ersetzte die bisher in der Radiologie durchgeführte CT-Untersuchung zur Generierung des Navigationsdatensatzes. Die Aufnahme erfolgte anhand eines standardisierten Protokolls ohne Gantrykippen mit einer kollimierten Schichtdicke von 1,2 mm in Spiraltechnik (Pitch 0.9). Das mit Hilfe des CT angefertigte Übersichtstopogramm erleichterte die Bestimmung des für die Navigation benötigten Scanausschnittes. Dieser

sollte ausreichend weit nach cranial und caudal reichen, um die gesamten Wirbelkörper und die für die spätere Referenzierung wichtigen Dorn- und Gelenkfortsätze zu erfassen. Die Rohdaten wurden mit der CT Betriebssoftware Syngo-CT präsegmentiert und in einem für die Navigationssoftware lesbaren Format (Fenster: Spine; Kern B40s; rekonstruierte Schichtdicke 2mm, DICOM Format) via Netzwerkverbindung an die Navigationseinheit versandt. Nach erfolgreichem Import könnten die Bilddaten anhand multiplanarer Rekonstruktionen und einem schwellenwertbasierten 3D-Modells („intensity-treshhold“) am Touchscreen betrachtet werden (siehe Abb. 15).



Abb. 15: a) Präoperatives CT b) Ansicht der importierten Bilddaten im Navigationssystem

Die nun folgenden Arbeitsschritte unterschieden sich nicht vom konventionellen Vorgehen. Nach der Höhenlokalisierung mit dem Bildwandler erfolgte nach vorausgegangener Hautdesinfektion die chirurgische Exposition der Operationssitus. Die sorgfältige und großzügige Darstellung der dorsalen Wirbelsäulenelemente, besonders der Wirbelbögen und -gelenke, erleichterte die spätere Identifikation der anatomischen Landmarken und ermöglichte dem Pointer den guten Knochenkontakt. Vor der Registrierung der Bilddaten wurde die sog. Dynamische Referenzierungsbasis (DRB) montiert. Sie dient der Navigationseinheit während der gesamten Navigationsphase als wichtigster Referenz- und Anhaltspunkt. In der Regel erfolgte die Montage am Processus spinosus des kranialsten der instrumentierten Wirbel, bzw. des nächst höher gelegenen Wirbelkörpers, um nicht mit der Instrumentierung zu interferieren. Auf den festen Sitz ist zu achten, da intraoperativ eingetretene Lageveränderungen der spinalen Referenzierungsklemme die Navigationsgenauigkeit stark einschränken können. Die reflektierenden Markersphären

sollten für die Infrarotkamera gut sichtbar plaziert werden, um während des Navigationsvorgangs kontinuierlich erfasst werden zu können. Waren diese Voraussetzungen erfüllt, konnte mit dem sog. Regionmatching die Registrierung der Bilddaten begonnen werden. Hierzu bestimmte der Operateur am Monitor das zu registrierende Wirbelsegment (siehe Abb 16a) und definierte einen sog. Starting Point. Dieser liegt idealerweise auf der Spitze des Proc. spinosus des Wirbelkörpers. Nach Vorgabe am Computerbildschirm müssen anschließend insgesamt 20 verschiedene anatomische Regionen mit dem Pointer aufgesucht werden. Der Chirurg setzt hierzu die Pointerspitze auf die jeweilige knöcherne Landmarke und bestätigt seine Wahl durch eine kegelförmige Kreisbewegung seines Zeigeinstrumentes (siehe Abb. 16b). Die Software gleicht anschließend die so beschriebene Punktwolke mit der Oberflächenkontur des 3D-CT-Modells ab. Gelingt dies, gibt der Computer als Maß der Übereinstimmung beider Realitäten eine Genauigkeitsangabe in mm an. Dieser Wert stellt jedoch keine reale Fehlerabweichung, sondern einen mittleren Datenfehler (Root Mean Square = RMS) aller verwendeten Datenpunkte dar. Erreicht diese Angabe eine vordefinierte Schwelle nicht (i.d.R. 2mm), muss das Matching wiederholt werden. Gründe hierfür können die ungenaue Anwahl der definierten Landmarke oder die Referenzierung eines falschen Wirbels sein. Bevor schließlich mit der Schraubenimplantation begonnen werden kann, überprüft der Operateur im sog. Verification Modus die Genauigkeit der Referenzierung am Monitor (siehe Abb. 17 & 1.5.4).

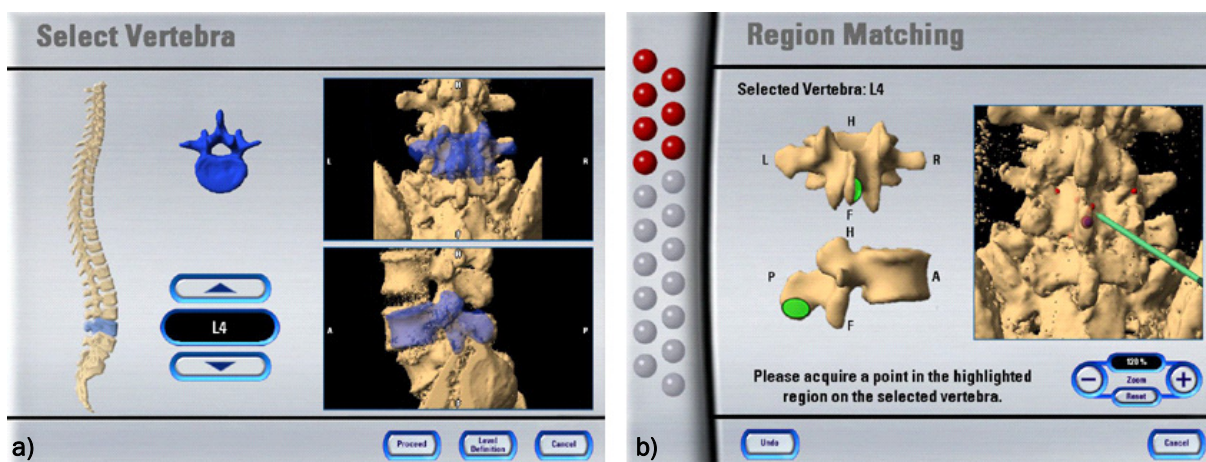


Abb. 16: a) Wirbeldefinition für die Registrierung b) Region Matching anhand vorgegebener Regionen

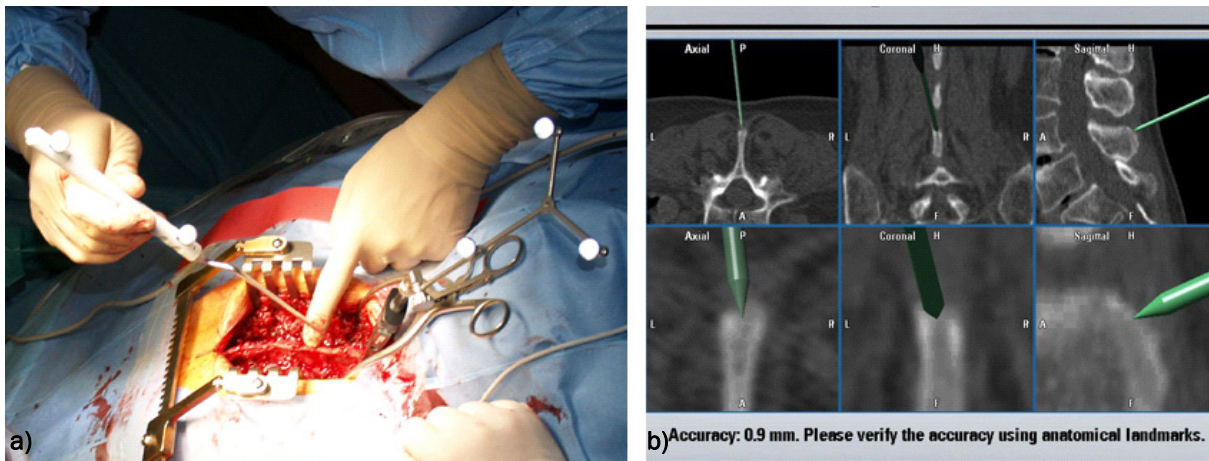


Abb. 17: Kontrolle des Registrierungsergebnisses a) Op Situs mit Pointer b) Monitoransicht

Ist dieser Operationsschritt erfolgreich beendet, werden die optisch getrackten Instrumente (Pedikelahle) nach Befestigung eines Referenzierungsterns in einer Kalibrierungsmatrix (ICM) im Navigationssystem kalibriert. Dies dauert pro Instrument 15-20 Sekunden. Somit besteht ein komplettes virtuelles Abbild des Operationssitus im Navigationssystem (siehe Abb. 18).

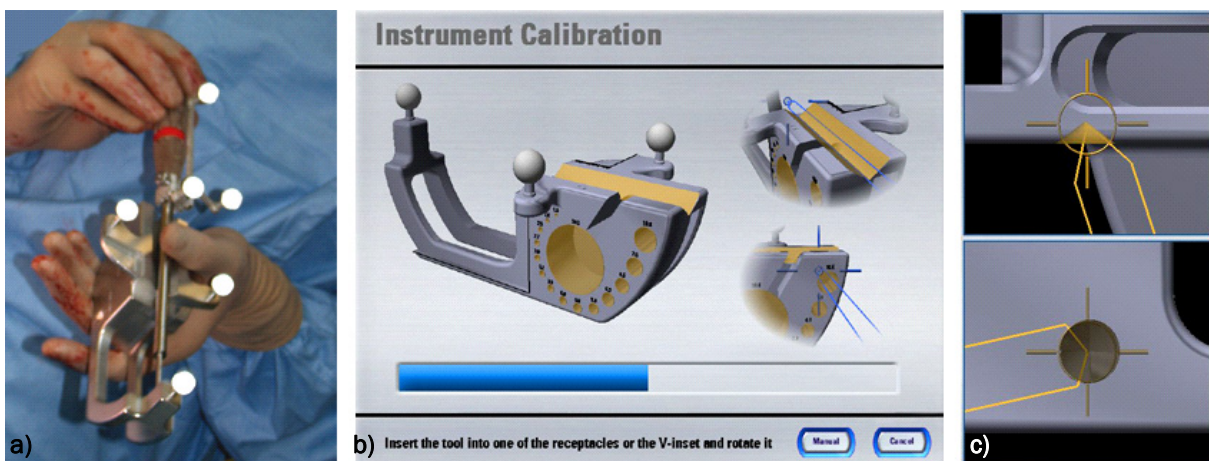


Abb. 18: Kalibrierung der Pedikelahle a) Op b) Monitoransicht c) Überprüfung der Kalibrierung

Alle Schraubenkanäle werden im sog. Guidance Modus präpariert. Hierzu setzt der Operateur die Pedikelale am gewünschten Schraubeneintrittspunkt an und kontrolliert am Monitor mit Hilfe der drei angezeigten Ebenen die verlängerte Längsachse des Instrumentes. Ist das Ergebnis zufrieden stellend, wird die Trajektorie gespeichert. Zusätzlich kann die adäquate Schraubenlänge und -dicke am Bildschirm bestimmt werden. Nach Eröffnung der Kortikalis mit dem Pfriem wird die Ahle unter ständiger Beobachtung am Monitor in die

Pedikelspongiosa vorgeschoben (siehe Abb.19). Die Position der Instrumente wird am Monitor mehrmals pro Sekunde aktualisiert und erlaubt ein Arbeiten in nahezu Echtzeit. Ein in seitlicher Projektion positionierter Bildwandler hilft, die korrekte Eindringtiefe zu verifizieren. Nach Austasten des so präparierten Schraubenlagers mit dem Dissektor kann die gewählte Schraube eingedreht werden. Die kontralaterale Schraube wird in analoger Technik implantiert.

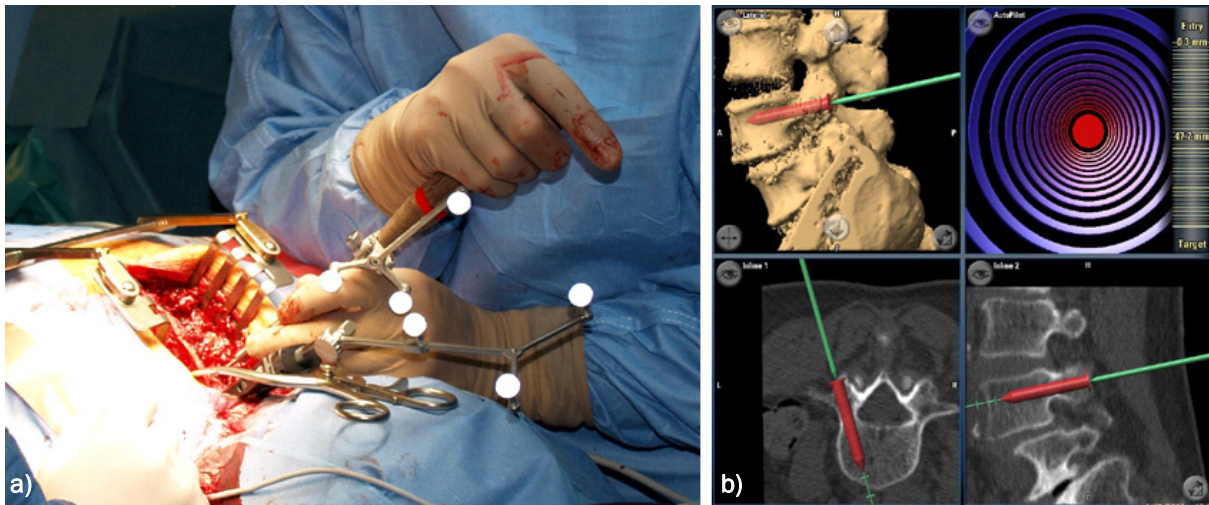


Abb. 19: a) Navigierte Pedikelahle b) Monitoransicht rot: geplante Schraube grün: Pedikelale in Echtzeit

Dieses Vorgehen ist für alle weiteren zu bestückenden Wirbelsäulenabschnitte und Wirbelkörper gleich. Bei anatomisch stabilen Verhältnissen besteht die Möglichkeit, die benachbarten Wirbel mit der gleichen Registrierung, also die des bzw. der benachbarten Wirbel, zu instrumentieren. Zuvor muss jedoch die Genauigkeit der Navigation am Bildschirm überprüft werden. Hierzu steuert der Operateur anatomisch gut definierbare Strukturen mit dem Pointer an und kontrolliert dies am Bildschirm. So ist eine Verkürzung der Operationszeit und ein flüssigerer Ablauf der einzelnen Arbeitsschritte möglich. Ist das Ergebnis unbefriedigend, muss in beschriebener Weise neu referenziert werden.

Nach der Implantation aller Schrauben werden die Schraubenlagen unter Verwendung der intraoperativer Computertomographie umgehend verifiziert. Hierzu werden alle zwischen Patient und CT-Gantry befindlichen Instrumententische entfernt, der Operationssitus großzügig steril abgedeckt und die für den CT-Scan notwendige Tischposition abgerufen (siehe Abb. 20&21).

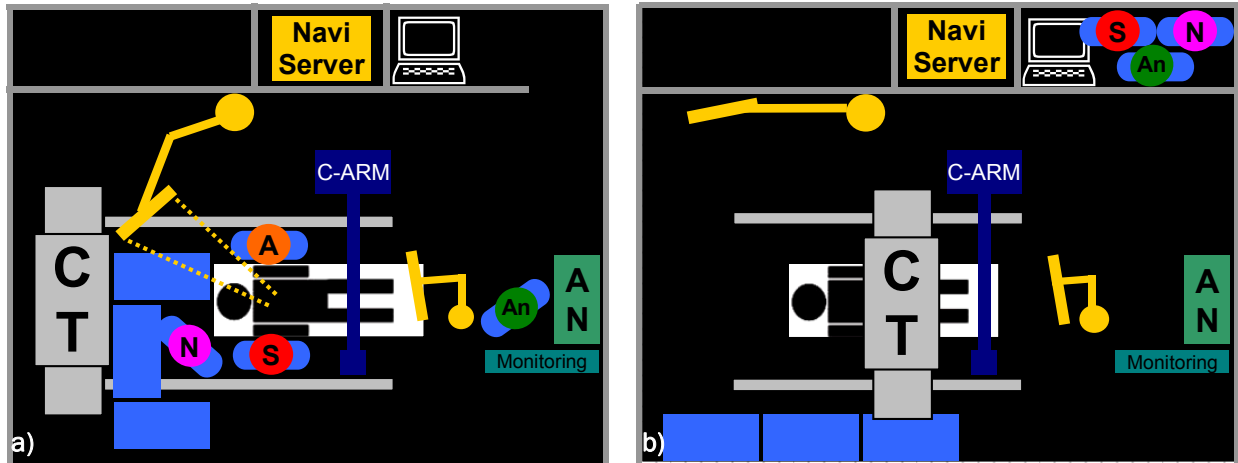


Abb. 20: Intraoperatives OP-Setup a) navigierter Eingriff b) intraoperativer CT-Scan

Dieser intraoperative Scan ersetzt die bisher bei konventioneller und navigierter Vorgehensweise übliche, postoperative CT-Untersuchung. Das sonst übliche, zeitaufwendige Einstellen der einzelnen Pedikel in a.p. und lateraler Projektion mit dem Bildwandler entfällt.



Abb. 21: a) Patient steril abgedeckt b) intraoperative CT-Kontrolle nach dorsaler Instrumentierung

Nach Wiederaufnahme des Eingriffes werden die weiteren Operationsschritte in konventioneller, nicht navigierter Technik ausgeführt. Diese beinhalten in der Regel u.a. die mikrochirurgische Dekompression und abschließende Montage des winkelstabilen Fixateurs.



Abb. 22: Intraoperatives Setup bei navigierter spinaler Intervention

2.7 Intraoperative Detektion von Schraubenfehlagen

Alle Patienten erhielten intraoperativ ein axiales Computertomogramm mit 2 mm Rekonstruktionsschichtdicke. Anhand multiplanarer Rekonstruktionen wurden alle Schrauben auf revisionsbedürftige Fehllagen hin untersucht. Diese wurden gegebenenfalls in der anschließend fortgesetzten Operation umgehend korrigiert und mit Hilfe eines zweiten Scans verifiziert. Neben dem von der Fehllage betroffenen Wirbelkörper wurde die Referenzierungsgenauigkeit der verwendeten Navigation, Richtung und Ausmaß der Pedikelfehllage sowie die abschließende Schraubenlage dokumentiert und ausgewertet.

2.8 Radiologische Auswertung der Schraubenlagen

Postoperativ erfolgte die Auswertung aller implantierter Schrauben unter Verwendung der intraoperativ erhobenen Bilddaten. Jede Schraube wurde mit der CT-Auswertungssoftware Syngo 3D und/oder Syngo InSpace 4D in der axialen, coronaren und sagittalen Ebene dargestellt und radiologisch evaluiert und vermessen (siehe Abb. 23). Die Auswertung erfolgte global als auch nach Wirbelsäulenabschnitt getrennt um segmentale Unterschiede erfassen zu können.

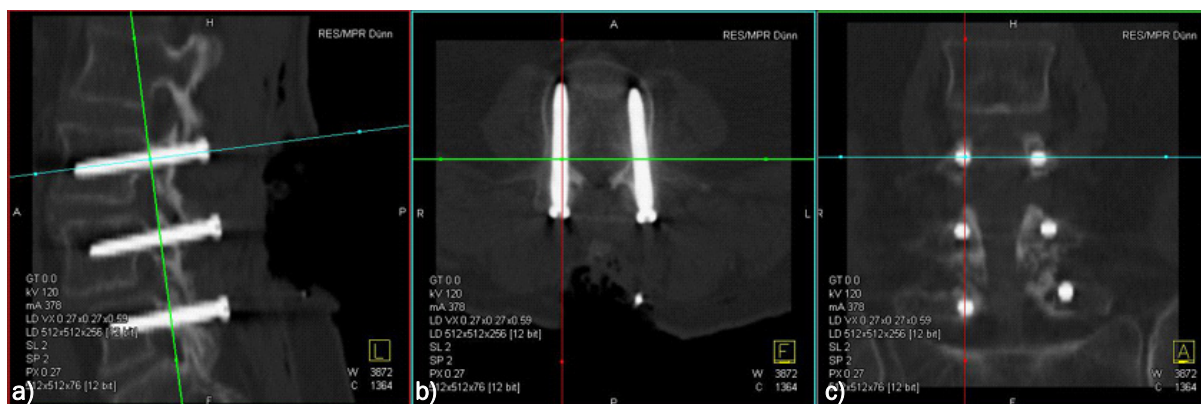


Abb. 23: CT Auswertung der Schraublage a) sagittale b) axiale c) coronare Schnittebene

2.8.1 Lumbale und thorakale Pedikelschrauben

Die zahlenmäßig dominierenden thorakalen und lumbalen Pedikelschrauben wurden anhand des international am häufigsten zitierten Bewertungsschemas nach Gertzbein und Robbins kategorisiert[76](siehe Tabelle 4). Die in der klinischen Routine geläufige IN/OUT Einteilung[59,141] mit lediglich der groben Unterscheidung von Lage im Pedikel (= IN) und Perforation (=OUT) erscheint für eine Präzisionsanalyse ungeeignet und kam daher nicht zur Anwendung. Für jede fehlplatzierte Schraube erfolgte jeweils die Dokumentation der Pedikelperforationsrichtung (medial, lateral, inferior oder superior) sowie bei Abweichungen größer als Gewindetiefe ($1\text{mm} <$) eine Distanzmessung zur Beschreibung der maximalen Fehldistanz zum Pedikelkortex (siehe Abb. 24&25). Anteriore Perforationen des Wirbelkörpers wurden ebenfalls erfasst. Im Vergleich der Wirbelkörpermaße gibt es interindividuell und intraindividuell teilweise erhebliche Schwankungen. So finden sich die schmalsten Pedikel zwischen T4 und T8. Um die jeweilige Schraubendicke in Relation zum Pedikeldurchmesser setzen zu können, erfolgte bei allen thorakalen und lumbalen Pedikeln die morphometrische Vermessung des queren Pedikeldurchmessers (QPD)[241]. Dies entspricht der Breite des Pedikels an seinem Isthmus von der medialen zur lateralen äußeren Kortikalis. Sjostrom[232] und Misenheimer[173] beschreiben ab einem Verhältnis von 80% zwischen Schrauben zu Pedikeldurchmesser die theoretische Gefahr einer Pedikelberstung bzw. Sprengung. Als Ausgangsmaterial dienten die präoperativ zur Navigation akquirierten CT-Datensätze. Mit Pedikelweiten im thorakalen Bereich von teilweise unter 5mm lassen sich bei Schraubenaußendurchmessern von 5,2 bzw. 4,2 mm Pedikelperforationen zwangsläufig nicht vermeiden. Hingegen kann die Pedikelhöhe meist nicht als limitierende Größe angesehen werden. Diese beträgt zwischen T1 und T9 zirka

12mm, steigt dann bis T12 auf etwa 17mm um gegen L5 wieder auf etwa 14mm abzufallen [173,222,232,241,265].

Tabelle 4: Einteilung der Schraubenlage nach Gertzbein [76] mit 2 mm Inkrement

Kategorie	Definition
Gruppe 1:	Zentrale, streng intrapedikuläre Schraubenlage ohne Perforation
Gruppe 2:	laterale, mediale, kaudale und/oder craniale Pedikelperforation unter < 2mm
Gruppe 3:	Laterale, mediale, kaudale und/oder craniale Pedikelperforation 2mm - < 4mm
Gruppe 4:	laterale, mediale, kaudale und/oder craniale Pedikelperforation 4mm - < 6mm
Gruppe 5:	laterale, mediale, kaudale und/oder craniale Pedikelperforation 6 mm -

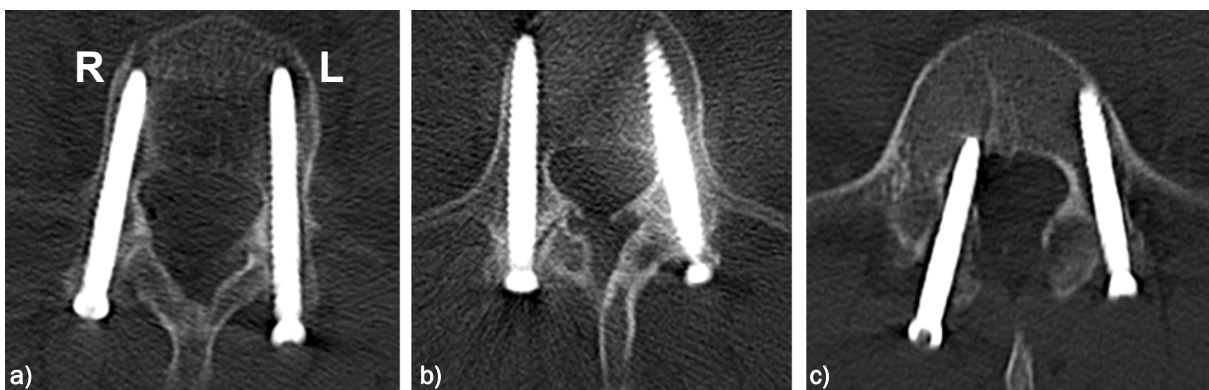


Abb. 24: LWS a) Gruppe 1 b) Gruppe 2 (< 2mm) links c) Gruppe 5 (> 6 mm, gemessen 6,1mm)rechts



Abb. 25: BWS a) Gruppe 1 b) 2, li. mediale Perforation unter Gewindetiefe c) 2 rechts medial (1,7mm)

2.8.2 Zervikale Instrumentierung

An der Halswirbelsäule wurden sowohl transpedikuläre als auch transartikuläre, navigierte Schraubeninstrumentierungen in die Auswertung mit aufgenommen. Die im Vergleich zur thorakalen und lumbalen Wirbelsäule reduzierten Dimensionen sowie die hohe Variabilität der anatomischen Strukturen (z.B. Verlauf A.vertebralis) machen die Instrumentierung an der Halswirbelsäule besonders anspruchsvoll und sind mit einem hohen, potentiellen Risiko für

neurovaskuläre Verletzungen behaftet[151,200,258]. Bei atlantoaxialer Instabilität kam die transartikuläre C1/C2 Verschraubung nach Magerl und Seeman[157] zur Anwendung (siehe Abb. 26). In Kombination mit einer Atlasbogenklammer oder der Interponation eines Knochenspans ist sie biomechanisch den alleinigen Cerclagetechniken von z.B. Brooks und Galli überlegen[80,257].

Bei subaxialen Instabilitäten erfolgte ab Anfang 2008 teilweise auch die zervikale transpedikuläre Instrumentierung. Wie unter anderem Jones[112] zeigen konnte, haben zervikale Pedikelschrauben eine signifikant höhere Ausrissfestigkeit als sog. Massa laterales Schrauben. Diese wurden aufgrund der verhältnismäßig einfachen Instrumentierung bei computertomographisch rein intraossärer Lage aller Massae laterales Schrauben (12/12), in der Auswertung nicht berücksichtigt. Die radiologische Auswertung erfolgte nach dem oben bereits vorgestellten 2mm Inkrement Schema (siehe Tabelle 4). Bei den transartikulären C1/C2 Schrauben wurden zusätzlich von Madawi[155,248] vorgeschlagene Lagekriterien berücksichtigt. Die korrekte Schraube zeigt hierbei neben suffizientem ossärem Halt keine Perforationen speziell ins Foramen vertebrale und transversarium. Zusätzlich greift sie über 5 mm in C1 und penetriert dessen ventralen Kortex nicht über 5 mm. Als weiteres Lagekriterium gilt die Schraubenpenetration im mittleren Drittel des C1/C2 Gelenkkomplexes in der coronaren Rekonstruktion (MPR).

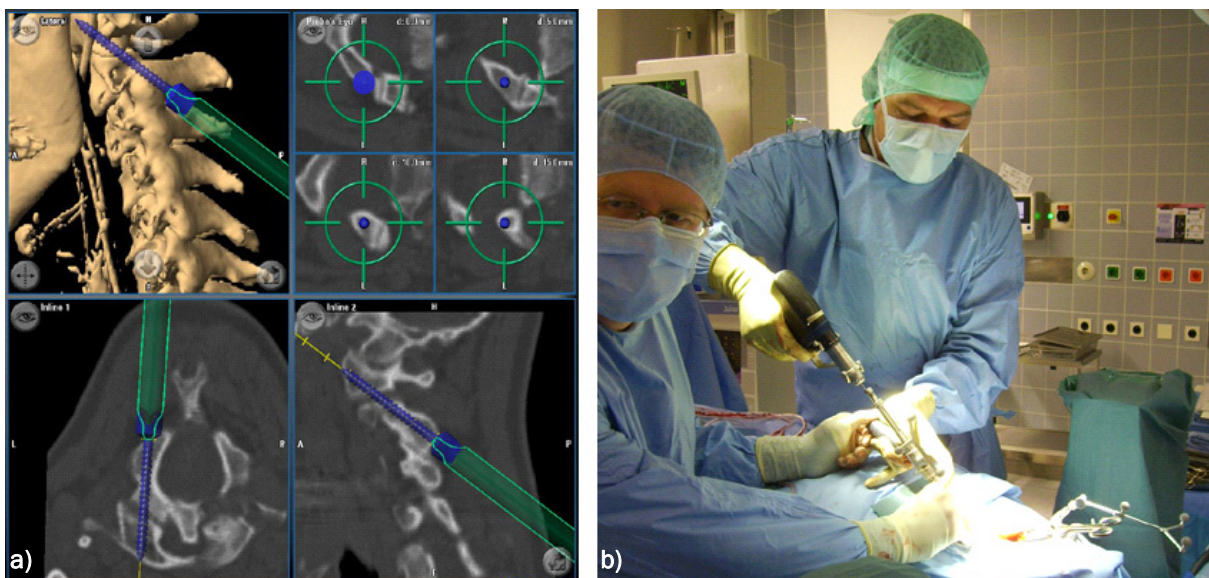


Abb. 26: Einbringung des Führungsdrahtes bei transartikulärer Verschraubung a) Monitoransicht b) Op

2.9 Komplikationen und Revisionseingriffe

Bei der Beurteilung eines neuen Prozessablaufes liegt auch ein Augenmerk auf direkten und indirekten operativen Komplikationen. Hierzu wurden alle intra- bzw. direkt postoperativ aufgetretenen Komplikationen erfasst. Zusätzlich wurden die elektronischen Patientenakten auf Revisionseingriffe hin untersucht und mit einem historischen, ebenfalls navigiert operierten Referenzkollektiv der Neurochirurgischen Klinik, Großhadern verglichen. Die CT-gestützte, navigierte Schraubenimplantation an der Wirbelsäule ist bereits seit Mitte 1998 fester Bestandteil des operativen Spektrums. Wurde die Navigation vorerst hauptsächlich zur transpedikulären Schraubenimplantation der Lendenwirbelsäule eingesetzt, vergrößerte sich im Laufe der Jahre das Einsatzspektrum. Trotz aktualisierter Software- und Hardwareupdates sind die grundlegenden Arbeitsschritte mit heutigen Techniken gut vergleichbar. Von den bis zur Installation des intraoperativen Computertomographen insgesamt knapp 200 navigierten Wirbelsäuleneingriffen konnten 182 Fälle mit thorakolumbalen, transpedikulärer Instrumentierung eingeschlossen werden (1/1999-1/2006), wobei in dem historischen Kollektiv lumbale Stabilisierungen anteilig gegenüber der aktuellen prospektiven Serie überwogen. Die Ergebnisse wurden dem 79 Patienten umfassenden Patientenkollektiv dieser Arbeit gegenübergestellt. Von besonderem Interesse waren hierbei durch Schraubenfehlagen bedingte Reoperationen.

2.10 Navigation

Zur jeder Operation wurden die Werte der im Matching erreichten Referenzierungsgenauigkeit, die Anzahl der Referenzierungsversuche sowie die jeweilige Dauer pro Versuch dokumentiert. Kamen mehrere Referenzierungen zur Anwendung, zum Beispiel bei multisegmentalen Spondylodesen, wurde ein für die Operation gültiger Referenzierungsmittelwert gebildet. Die Auswertung erfolgte global als auch nach zugehörigem Wirbelsäulenabschnitt.

2.11 Intraoperative Computertomographie

Zu jedem Patienten wurden die Anzahl und Dauer der prä- und intraoperativen CT-Untersuchungen dokumentiert. In der Regel erhielt jeder Patient zwei Scans, einen präoperativ für Navigationszwecke und einen intraoperativ zur Kontrolle der

Instrumentierung. Für alle weiteren CT-Scans wurde zusätzlich die Indikation (z.B. Lagekontrolle nach Lagekorrektur) dokumentiert.

2.12 Operativer Workflow

Um die Integration des neu installierten, intraoperativen Computertomographen in die klinische Routine zu ermöglichen, mussten teilweise standardisierte Arbeitsabläufe modifiziert bzw. aus der prä- und postoperativen Routine übernommen werden (siehe Abb. 27). Als Teilaspekt der vorliegenden Arbeit soll im Sinne einer Workflowanalyse dieser neue Prozessablauf genauer untersucht werden. Die Verlagerung von ehemals prä- als auch postoperativen Arbeitsschritten direkt in den Operationssaal führte zu einem vergrößerten Aufgabenspektrum der beteiligten Personen (Operateur, Pfleger, Anästhesie) und somit nicht zuletzt zu einer Verlängerung der Narkosezeit des Patienten und des Eingriffes selbst. Um den zeitlichen Mehraufwand der einzelnen unter CT zusätzlichen Arbeitsschritte (z.B. präoperatives CT, Safety Check-up, etc.) quantifizieren zu können, wurden zu jeder Operation fest definierte Zeitabschnitte gemessen und mit dem historischen, 182 starken und ebenfalls navigiert operierten Patientenkollektiv der Neurochirurgischen Klinik, Großhadern verglichen (siehe 2.9). Um die Vergleichbarkeit zu gewährleisten, basierten die erhobenen Zeitintervalle auf standardisierten Lagerungs- und Anästhesieprotokollen. Die Auswertung der Vergleichsgruppe erfolgte hierbei retrospektiv. Jeder Eingriff konnte hierbei in drei zeitliche Abschnitte unterteilt werden. Der Anästhesievorbereitungsphase (Verkabelung, Intubation, etc.) von Beginn der Anästhesie bis Einfahrt in den Op, der Lagerung beginnend von der Einfahrt in den Op bis Hautschnitt, sowie dem eigentlichen operativen Eingriff selbst von Schnitt bis Ende der Hautnaht. Bei insgesamt 15 Patienten mit zervikalen bzw. hochthorakalen Eingriffen erfolgte die Kopffixation mit Hilfe einer Mayfieldklemme. Die Auswertung der Lagerungsphase erfolgte daher separat. Die Zeit von präoperativem CT bis zur intraoperativen Lagekontrolle spiegelt die komplette für die zur Schraubenimplantation benötigte Zeit wieder und wurde ebenfalls für alle Eingriffe erfasst.

Zusätzlich wurden spezielle Parameter der Navigation sowie der intraoperativen Computertomographie in die Erfassung mit aufgenommen. Um die für den intraoperativen CT-Scan benötigte Zeit und somit die Operationsunterbrechung erfassen zu können, erfolgte die Zeitnahme vom Abtreten bis wieder Antreten des Operateurs. Einer des aus zwei Ärzten bestehenden Operationsteams blieb hierfür i.d.R. steril eingekleidet und konnte nach

Abschluss des Scans umgehend mit dem Eingriff fortfahren. Die Zeit vom Hautschnitt bis zur intraoperativen Lagekontrolle spiegelt die komplette für die zur Schraubenimplantation benötigte Zeit wieder und wurde ebenfalls für alle Eingriffe erfaßt.

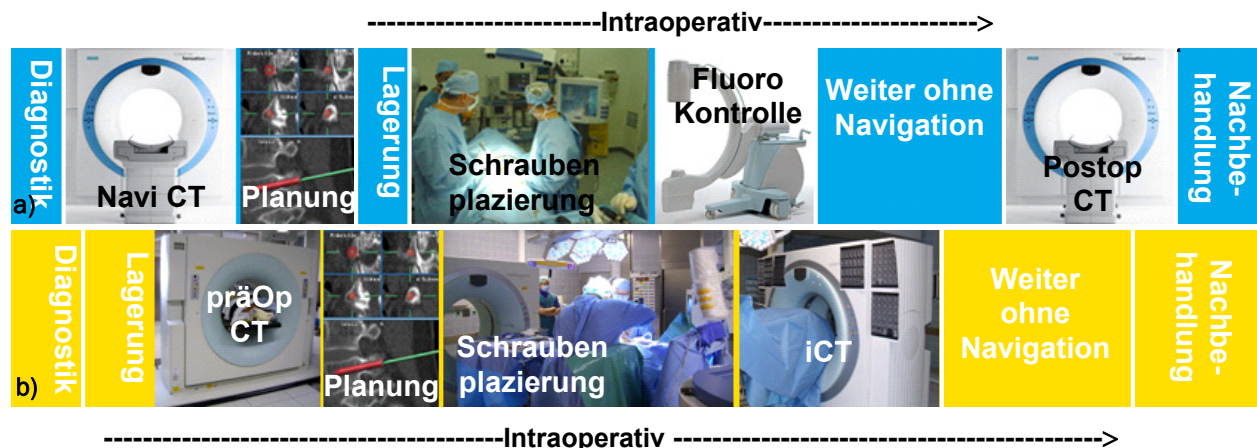


Abb. 27: Übersicht über den veränderten Behandlungsablauf mit iCT a) ohne iCT b) mit iCT

2.13 Klinischer Verlauf

Zur Evaluation des klinischen Outcome wurde das Gesamtergebnis der Operation mit dem nach Odom[185] benannten Kriterium beurteilt. Anhand der subjektiven Einschätzung wurde das klinische Outcome jedes Patienten in eine der vier ordinal skalierten Gruppierungen: hervorragend (=1), gut (=2), befriedigend (=3), mangelhaft (=4) eingeteilt (siehe Tabelle 5). Die Beurteilung erfolgte hierbei am siebten postoperativen Tag als auch bei der Nachkontrolle nach drei Monaten.

Tabelle 5: Übersicht über die 4-teilige Graduierung des klinischen Verlaufes nach Odom[185]

Odom Grad	Erläuterung
hervorragend (= Grad 1)	Alle präoperativen Symptome haben sich gelindert, abnormale Befunde haben sich verbessert
gut (= Grad 2)	Kaum noch präoperative Symptome, abnormale Befunde unverändert oder verbessert
befriedigend (= Grad 3)	Erleichterung von einigen präoperativen Symptomen, andere Symptome unverändert oder geringfügig verbessert
mangelhaft (= Grad 4)	Symptome und Anzeichen unverändert oder verschlechtert

2.14 Indikationen und Einsatzgebiete

Anhand ausgewählter Beispiele sollen Nutzungs- und Einsatzgebiete dieses neuen OP-Settings bei spinalen und craniellen Eingriffen dargestellt werden. Die Möglichkeit zu jedem Zeitpunkt der Operation, mit oder ohne Navigation, auf aktuelle CT-Daten in hochauflösender diagnostischer Qualität zurückgreifen zu können, erweitert das Einsatzspektrum vieler chirurgischer Disziplinen. So lässt sich nicht zuletzt die Auslastung und somit die Kosten-Nutzenrelation einer solchen Einheit wesentlich verbessern.

2.15 Statistische Auswertung

Die statistische Datenauswertung und graphische Darstellung erfolgte unter Verwendung der Statistikprogramme Microsoft Excel 2002 (Microsoft Corporation USA) und SPSS 11.5 (Statistical Product&Service Solution, USA). Um signifikante Unterschiede zwischen den dokumentierten Zeiten beider Behandlungsgruppen (mit bzw. ohne iCT) und deren resultierenden Mittelwerten zu berechnen, wurde der „two sample t-test“ für unabhängige, nicht gepaarte Variablen zweier zu untersuchender Gruppen verwendet. Die Annahme der Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test geprüft. Der Einfluss der operativen Stabilisierung auf den weiteren klinischen Verlauf wurde mit den Kriterien nach Odem untersucht (siehe 2.13). Die Ergebnisse wurden mit Hilfe des Wilcoxon-Rangsummentests für abhängige Stichproben verglichen. Als nichtparametrisches Testverfahren ist er geeignet, aus einer Grundgesamtheit ein Merkmal zu betrachten, dessen Verteilung durch die stetige und symmetrische Verteilungsfunktion beschrieben wird, jedoch aber keine Normalverteilung zu sein braucht[98]. Für die statistische Auswertung bezüglich kategoriell skalierten Daten unabhängiger Stichproben erfolgte der Signifikanztest auf Unabhängigkeit in der Kontingenztafel (Vierfeldertest). Hierzu diente der Chi-Quadrat-Test nach Pearson bzw. bei einem Erwartungswert <5 pro Zelle (= fehlende χ^2 -Verteilung) der exakte Fisher-Test.

Ein p-Wert von $p < 0.05$ wurde als statistisch signifikant, ein Wert von $p < 0.001$ als statistisch hoch signifikant (Konfidenzintervall 95%) gewertet um die Nullhypothese verwerfen zu können.

3 Ergebnisse

3.1 Patienten

3.1.1 Patientencharakteristika

Insgesamt 79 Patienten wurden operativ versorgt. Das Patientendurchschnittsalter betrug 62,1 Jahre (± 13). Die Spannweite vom jüngstem bis ältesten Patienten betrug 66 Jahre (19–85J.). Das Verhältnis von Frauen zu Männern betrug von 2,4 : 1 (siehe Tabelle 6 & Abb. 28)

Tabelle 6: Übersicht über das Patientenkollektiv

	Total	Männer	Frauen
Anzahl n=	79	23 (= 29%)	56 (= 71%)
Durchschnittsalter \bar{x}	62,1 ($\pm 12,6$ SD)	63,7 ($\pm 9,1$ SD)	61,4 ($\pm 13,8$ SD)
Min/Max	19/85	38/77	19/85

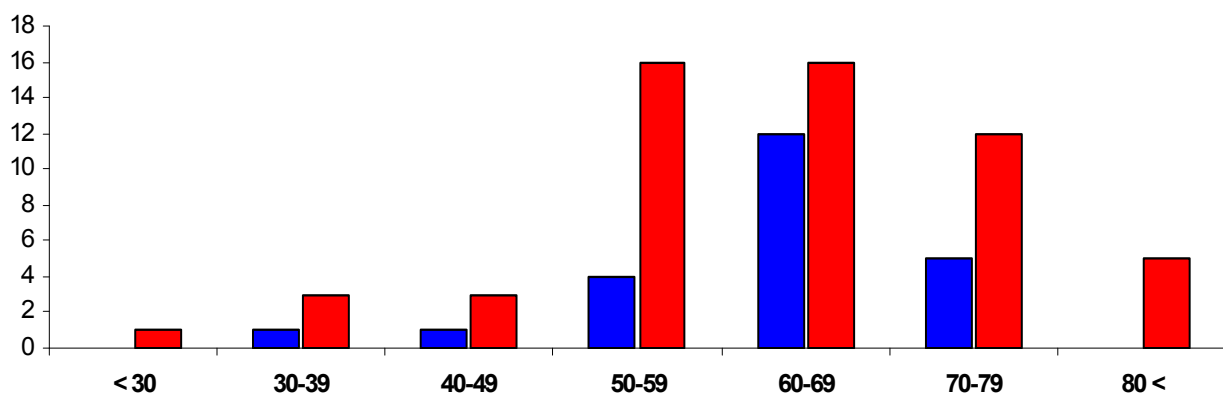


Abb. 28: Alters- und Geschlechtsverteilung in 5-Jahres-Inkrementgruppen weiblich bzw. männlich

3.1.2 Operationsindikation

Die präoperativ gestellten Operationsindikationen wurden insgesamt 5 verschiedenen Gruppen zugeteilt. Degenerative Pathologien dominierten in über der Hälfte der Fälle (= 58%), gefolgt von neoplastischen (= 18%) und traumatischen (= 15%) Geschehen (siehe Abb. 29). Die degenerativen Grundleiden fanden sich größtenteils im Bereich der unteren Lendenwirbelsäule. Als Hauptindikation fand sich in 29 Fällen eine Spondylolisthesis, in 13 eine Spinalkanalstenose und in 4 Fällen andere Ursachen. Der neoplastische Befall des Achsenskeletts betraf größtenteils die Brustwirbelsäule, darunter 7 Metastasen, 5 Plasmozytome und jeweils ein Lymphom sowie eine Neubildung unklaren Ursprungs (CUP).

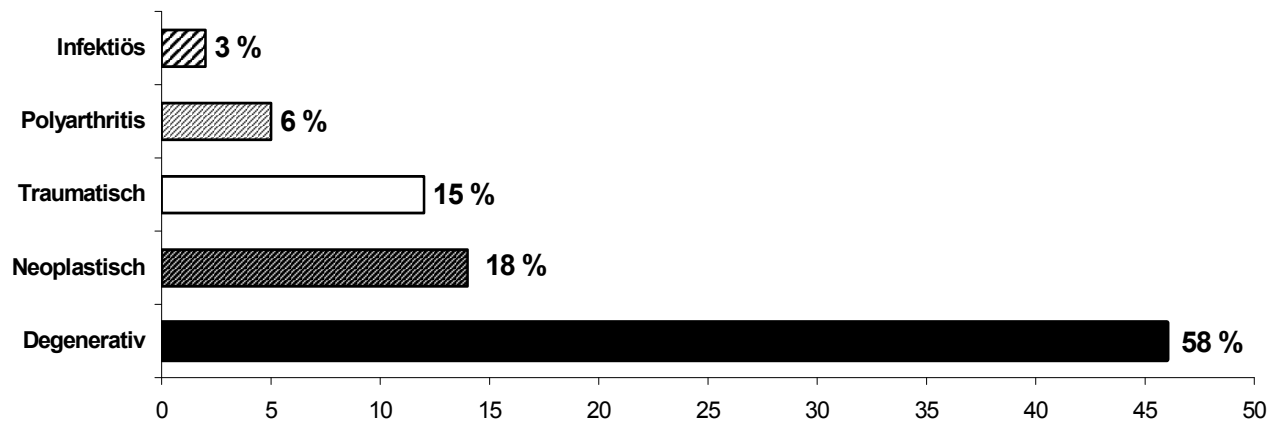


Abb. 29: Relative Häufigkeitsverteilung der Operationsverteilungen nach Pathologie

3.1.3 Beschwerdedauer bis Operation

Die durchschnittliche Beschwerdedauer bis zur operativen Stabilisierung betrug 34,5 Monate (min 0/max 180 Monate). Vor allem die Patienten mit degenerativen Pathologien zeigten mit knapp 55 Monaten eine überdurchschnittliche Leidensdauer (siehe Abb.30). Im Vorfeld der Operation wurden 23 (=29%) Patienten in zu instrumentierenden Wirbelsäulensegmenten mit durchschnittlich 1,7 (max = 4) Eingriffen voroperiert. Vorausgegangen waren größtenteils Dekompressionen bei Spinalkanalstenosen.

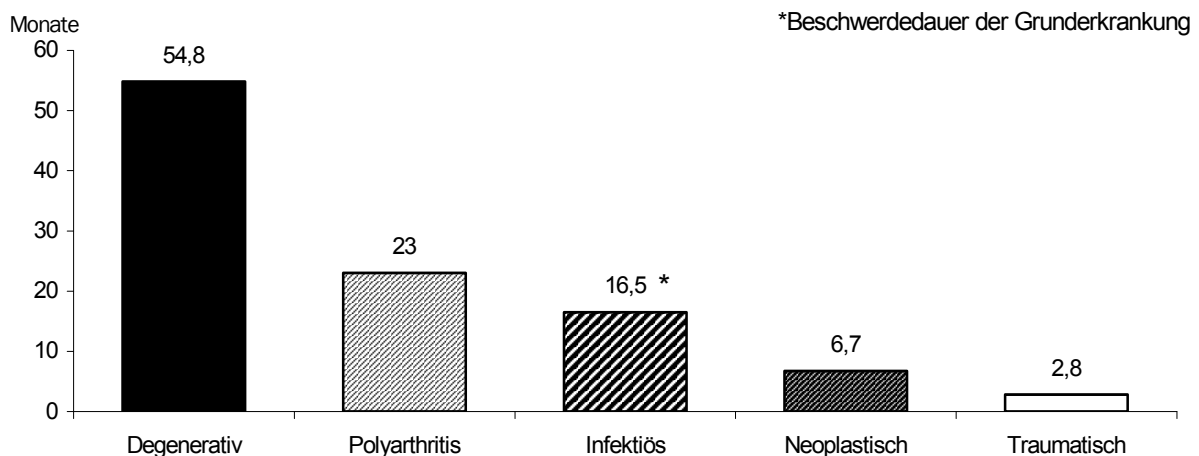


Abb. 30: Gesamtbeschwerdedauer in Monaten bis zur operativen Stabilisierung anhand Pathologie

3.1.4 Dorsale Instrumentierungen

Bei den 79 Patienten wurden insgesamt 350 transpedikuläre bzw. transartikuläre Schrauben navigationsgestützt implantiert. Hierunter waren 21 TLIF (Transforaminal Lumbar Interbody Fusion) Operationen. 17 (= 81,0%) erfolgten monosegmental: 7 (=41,2%) in L4-L5,

6 (=35,3%) in L3-L4, 3 (=17,6%) in L5-S1 und 1 (=5,9%) in L2-L3. Vier Patienten (=19,0%) hatten eine bisegmentale Instrumentierung: 3 (=75%) in L4-S1 und 1 (=25%) in L3-L5. 21 unterzogen sich einem PLIF (Posterolateral Interbody Fusion) Eingriff. 17 waren hierbei monosegmental (=81,0%): 10 (=58,8%) in L4-L5, 4 (=23,5%) in L5-S1, 2 (=11,8%) in L3-L4 und 1 (=5,9%) in L1-L2. Bei zwei dieser Patienten erfolgte bei vorbestehender Spondylodese eine Verlängerung nach kranial bei Anschlussinstabilität. Drei Operationen erfolgten bisegmental jeweils von L3-L5. Bei einer Patientin erfolgte eine trisegmentale Instrumentierung von L3-S1. 22 Patienten erhielten eine rein dorsale transpedikuläre Spondylodese (=DTS): 8 (=36,4%) lumbal (4 monosegmental, 4 bisegmental), 5 (=22,7%) thorakolumbal (4 bisegmental, 1 polysegmental), 8 (=36,4%) thorakal (1 monosegmental, 2 bisegmental, 5 polysegmental), 1 (=4,5%) zervikothorakal monosegmental. Bei zwei Patienten erfolgte zusätzlich zur dorsalen transpedikulären Instrumentierung eine ventrale Abstützung in Form eines dorsal eingebrachten Wirbelkörperersatzes. Zwei Patienten mit zervikothorakaler Instabilität wurden mit einer Hybridkonstruktion aus thorakal Pedikel- und zervikal sog. Massa laterales Schrauben versorgt. Davon unterzog sich ein Patient einem zweizeitigen Eingriff mit vorangegangenem ventralem Eingriff. Bei zehn Patienten erfolgte eine atlantoaxiale transartikuläre Instrumentierung (siehe Tabelle 7).

Tabelle 7: Zusammenfassung der navigierten dorsalen Stabilisierungen

Eingriff	Lokalisation	Patienten	Schrauben
TLIF monosegmental	L4-L5	n= 7	n= 28
	L3-L4	6	24
	L5-S1	3	12
	L2-L3	1	4
TLIF bisegmental	L4-L5,L5-S1	3	18
	L3-L4,L4-L5	1	6
PLIF monosegmental	L4-L5	10	40
	L5-S1	4	16
	L3-L4	2	6
	L1-L2	1	2
PLIF bisegmental	L3-L4,L4-L5	3	18
PLIF trisegmental	L3-L4,L4-L5,L5-S1	1	8
DTS lumbal monosegmental	L5-S1	2	8
	L4-L5	1	4
	L3-L4	1	4
DTS lumbal bisegmental	L2-L3,L3-L4	2	11
	L2-L4	1	4
	L1-L3	1	4
DTS thorakolumbal bisegmental	T12-L1,L1-L2	1	6

	T12-L2	3	12
DTS thorakolumbal polysegmental	T10-T11,L2-L3	1	8
DTS thorakal monosegmental	T4-T5	1	4
DTS thorakal polysegmental	T3-T5	1	4
	T8-T10	1	4
DTS thorakal polysegmental	T1-T2,T4-T5	2	15
	T1-T2,T5-T6	1	8
	T2-T3,T5-T6	1	7
	T4-T5,T7-T8	1	8
DTS zervikothorakal	C7-T1	1	4
DTS thorakal + WK-Ersatz	T2-T3,T5-T6	1	8
DTS thorakal + Zementplombe	T6-T7,T10-T11	1	8
DTS zervikothorakal + WK-Ersatz	C5-C6,C6-C7,B4-B5,B5-B6,B6-B7	1	13
DTS/Massa laterales Hybrid	T1	2	4
Transartikulär C1/C2	C1/C2	10	20
Total		79	350

Insgesamt wurden bei den 79 Eingriffen 186 Wirbelkörper navigiert instrumentiert. Davon entfielen 62,4% auf die lumbale, 25,3% auf die thorakale und 12,4% auf die zervikale Wirbelsäule. Am häufigsten wurden hierbei die Wirbelkörper L4 (= 19,9%) und L5 (=18,8%) versorgt. Total wurden 130 Bewegungssegmente stabilisiert. Das entspricht einer durchschnittlichen Fusionsstrecke von 1,7 Segmenten pro Patient, wobei die monosegmentalen transpedikulären Spondylodesen der Lendenwirbelsäule (n=41) überwogen. Die längste Fusionsstrecke umfasste 9 Bewegungssegmente bei einer zervikothorakalen Stabilisierung von HWK 5 bis BWK 7 (siehe Abb. 31).

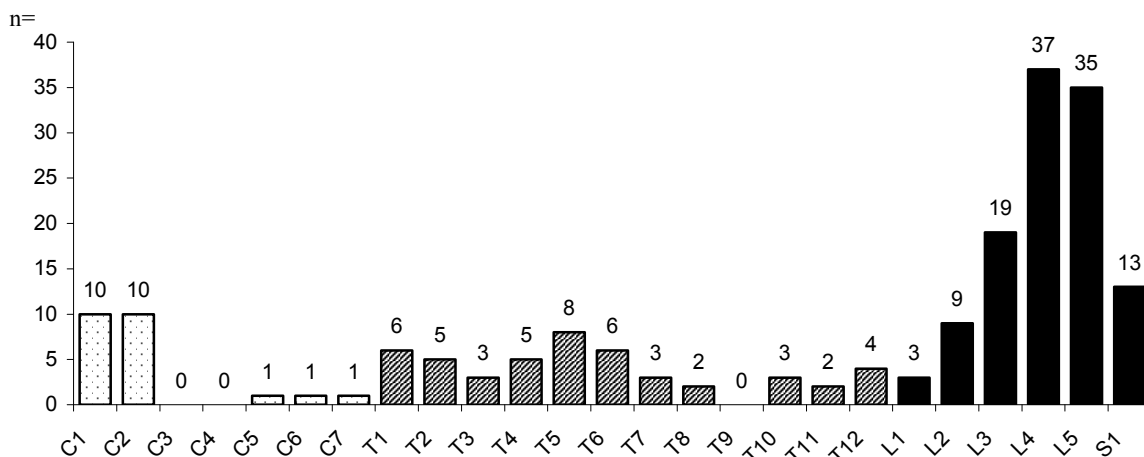


Abb. 31: Häufigkeitsverteilung der instrumentierten Wirbelkörper

3.2 Intraoperativ revidierte Schrauben

Insgesamt 350 Schrauben wurden navigationsgestützt implantiert. Bei 4 Schrauben musste aufgrund insuffizienten ossären Haltes, meist durch Tumordestruktion, auf die bilaterale Instrumentierung verzichtet werden, bzw. überbrückend verschraubt werden. Das unmittelbar im Anschluss an die Schraubenplatzierung durchgeführte intraoperative Kontroll-CT zeigte bei 8 der 79 Patienten insgesamt 10 Schrauben (= 2,9%) mit revisionbedürftiger Fehllage. Hierbei handelte es sich um 6 von insgesamt 231 (=2,6%) lumbalen, 3 von 91 thorakalen (=3,3%) Pedikelschrauben. Bei den transartikulären C1/C2 Schrauben musste 1 von 20 (=5,0%) neu plziert werden. Alle zeigen ein Perforationsausmaß ≥ 2 mm (siehe Tabelle 8). Nach Entfernung der jeweiligen Schraube und Neupräparation des Schraubenkanals konnten alle revidierten Schrauben mit gutem Halt ohne Perforation reimplantiert werden. Somit ergaben sich bei 10,1 % der Patienten aufgrund der intraoperativen Schraubenrevision unmittelbar Änderungen im Operationsverlauf. Das zur Verifizierung der Lagekorrektur erneut durchgeführte CT bestätigte abschließend bei allen Schrauben den suffizienten Schraubenverlauf. Neben der potenziellen Gefährdung neurologischer (n=6) oder vaskulärer (n=1) Strukturen konnten aus insuffizientem Implantatsitz resultierende potentiell persistierende Instabilitäten (n=3) für die intraoperative Revision verantwortlich gemacht werden. Ein direkter Zusammenhang zwischen dem zur Navigation verwendeten Referenzierungswert und einer intraoperativ revisionsbedürftigen Fehllage konnte statistisch nicht nachgewiesen werden ($p > 0,05$). Von den revidierten Schrauben zeigten 6 eine mediale, 3 eine caudale und 1 Schraube eine laterale Abweichung zur geplanten Trajektorie.

Tabelle 8: Übersicht über die 10 intraoperativ revidierten Schrauben nach iCT Kontrolle

Patient N°	Wirbelkörper	Seite	Fehllage	RMS [mm]	Fehllage [mm]	Korrekte Lage nach Revision
N°5	BWK 1	links	caudal	1,1	3,6	ja
N°5	BWK 1	rechts	caudal	1,1	3,5	ja
N°14	LWK 5	rechts	medial	0,8	9,5	ja
N°22	LWK 4	links	lateral	1,9	3,2	ja
N°22	LWK 4	rechts	medial	1,9	9,0	ja
N°23	LWK 4	rechts	medial	1,6	4,9	ja
N°35	LWK 4	links	medial	1,1	2,6	ja
N°38	HWK1/2	links	caudal	0,8	2,0	ja
N°45	LWK 5	rechts	medial	0,9	6,1	ja
N°63	BWK 6	rechts	medial	1,2	2,4	ja

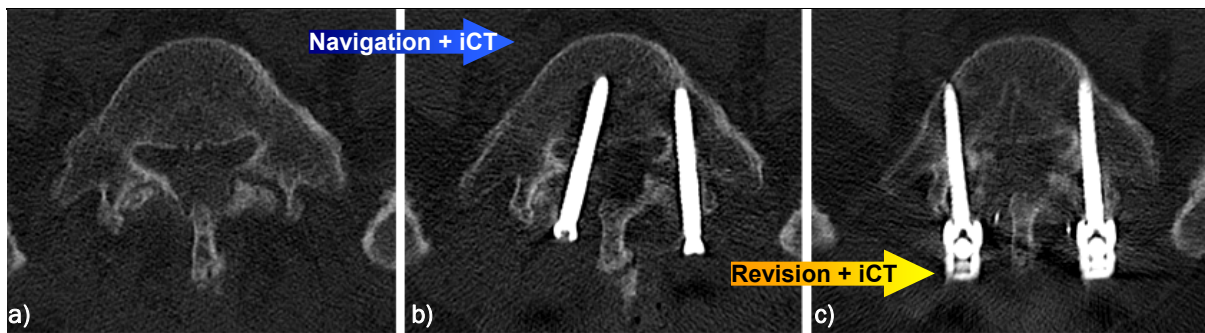


Abb. 32: a) Navigations-CT b) mediale Fehllage (9,5 mm)L5 rechts c) intraoperativ revidierte Schraube

3.3 Radiologische Auswertung der Schraubenlagen

3.3.1 Lumbale Pedikelschrauben

Von den 231 navigiert implantierten lumbalen Pedikelschrauben konnten initial 189 (=81,8%) zentral und streng intrapedikulär (=Gruppe1) implantiert werden. Bei 42 (=18,2%) Schrauben zeigten sich in der intraoperativen Computertomographie Pedikelperforationen (siehe Tabelle 9). Davon wichen 28 (=66,7%) nach medial und 14 (=33,3%) der Schrauben nach lateral ab. Kraniale und caudale Fehllagen wurden nicht beobachtet. 30 (=71,4%) der fehlplazierten Schrauben zeigten eine Aufweichung von unter 2mm (=Gruppe 2). Davon lag bei 63,0% die Abweichung unter Gewindetiefe (< 1mm). In Gruppe 3 (2 - <4mm) entfielen 8, in Gruppe 4 (4- <6mm) 1 und in Gruppe 5 (6mm<) 3 Schrauben. Bei 6 Schrauben wurde aufgrund der intraoperativen Bildgebung die Indikation zur Revision gestellt(siehe Tabelle 8). Die revidierten Schrauben zeigten abschließend einen rein zentralen Verlauf und konnten somit der Gruppe 1 zugeordnet werden. Somit ergab sich eine abschließende Verteilung von 195 (= 84,4%) der Schrauben in Gruppe 1, 30 (=12,9%) in Gruppe 2, 6 (=2,6%) in Gruppe 3 und jeweils null Schrauben in Gruppe 4 bzw. 5. Insgesamt fünf (=2,2%) Schrauben penetrierten den anterioren Wirbelkörperkortex (<5mm). Da bei allen Schrauben ein kausaler Zusammenhang mit einer lateralen Pedikelfehllage hergestellt werden konnte, erfolgte hierbei keine separate Darstellung.

Tabelle 9: Radiologisches Rating der navigierten lumbalen Pedikelschrauben vor bzw. nach Revision

Gruppe	Abweichung	Initiale Lage nach iCT		Nach Revision und 2.iCT	
Gruppe 1		n= 189	(= 81,8%)	n= 195	(= 84,4%)
Gruppe 2	(<2 mm)	30	(= 13,0%)	30	(= 13,0%)
Gruppe 3	(2- 4mm<)	8	(= 3,5%)	6	(= 2,6%)
Gruppe 4	(4- 6mm<)	1	(= 0,4%)	-	-
Gruppe 5	(6- mm)	3	(= 1,3%)	-	-
Total		231	(= 100%)	231	(= 100%)

Die radiologische Vermessung der lumbalen queren Pedikeldurchmesser (QPD) zeigte erwartungsgemäß die größten Werte für S1 mit durchschnittlich 21,0 mm gefolgt von L5 mit 15,1mm und L4 mit 11,6mm. Die schmalsten Pedikel waren in L2 mit 7,9 mm zu finden. Der Schrauben-zu-Pedikeldurchmesser-quotient (SPQ) betrug lumbal durchschnittlich 0,51 (\pm 0,15SD). Die niedrigsten Werte fanden sich bei S1 mit 0,30, die höchsten bei L2 mit durchschnittlich 0,75. Bei 10 Schrauben (= 4,3%) war der SPQ größer als 80%. In keinen Fall war der Schraubendurchmesser jedoch größer als die Pedikelweite (SPQ=1) (siehe Tabelle 10). Alle Pedikel zeigten radiologisch keinen Anhalt für eine Sprengung der Kortikalis. Statistisch fand sich kein Anhalt für eine Abhängigkeit zwischen Perforation und Pedikeldurchmesser bzw. SPQ ($p > 0,05$).

Tabelle 10: Radiologische Auswertung der navigierten lumbalen Pedikelschrauben sowie Pedikelwerte

WK	n=	G1 (0mm)	G2 (2mm<)	G3 (\geq 2mm)	\emptyset QPD (mm)	QPD min/Max (mm)	\emptyset SPQ (mm)	SPQ min/Max
L1	6	6	0	0	8,7	7,2/10,5	0,65	0,50/0,83
L2	18	14	4	0	8,8	5,6/10,2	0,75	0,51/0,93
L3	37	30	6	1	10,3	7,4/15,7	0,61	0,39/0,84
L4	74	60	7	7	11,6	7,4/17,5	0,54	0,35/0,84
L5	70	56	10	4	15,2	8,7/21,2	0,42	0,29/0,71
S1	26	23	3	0	21,0	16,6/25,1	0,30	0,25/0,37
Total	231	189	30	12	13,3	5,6/25,1	0,51	0,25/0,93

3.3.2 Thorakale Pedikelschrauben

Die Brustwirbelsäule konnte mit zusammen 91 Pedikelschrauben versorgt werden. Davon zeigten 64 (=70,3%) Schrauben initial eine zentrale Pedikellage. Bei 27 (=29,7%) Schrauben zeigten sich Pedikelperforationen (siehe Tabelle 11). Davon differgierten 13 nach lateral, 9 nach medial und 5 zu weit nach kaudal. Insgesamt 12 Schrauben aus Gruppe 2 zeigten ein

Perforationsausmaß unter Gewindetiefe ($\leq 1\text{mm}$). Bei zwei Schrauben, welche nach kaudal in die Bandscheibe perforierten, sowie einer medialen Fehllage wurde die Indikation zur intraoperativen Revision gestellt (siehe Tabelle 8). Nach Entfernung und problemloser Reimplantation konnte abschließend deren suffizienter, rein intraossärer Verlauf dokumentiert werden. Ventrale Perforationen wurden nicht beobachtet.

Tabelle 11: Radiologisches Rating der navigierten thorakalen Pedikelschrauben vor bzw. nach Revision

Gruppe	Abweichung	Initiale Lage nach iCT		Nach Revision und 2.iCT	
Gruppe 1		n= 64	(= 70,3%)	n= 67	(= 73,6%)
Gruppe 2	(<2 mm)	21	(= 23,0%)	21	(= 23,0%)
Gruppe 3	(2- 4mm<)	6	(= 6,6%)	3	(= 3,3%)
Gruppe 4	(4- 6mm<)	-	-	-	-
Gruppe 5	(6- mm)	-	-	-	-
Total		91	(= 100%)	91	(= 100%)

Der horizontale Pedikeldurchmesser thorakal betrug durchschnittlich 6,7 mm und war somit knapp halb so groß als lumbal. Die schmalsten Pedikel fanden sich in BWK 3 mit 4,5 mm. Bei insgesamt 29 Schrauben betrug der SPQ mehr als 0,8 (=80%)(siehe Tabelle 12). Davon war in 7 Fällen der Schrauben-Pedikel-Quotient ≥ 1 , was somit zwangsläufig zu einer Pedikelverletzung führte. Es bestand eine statistisch signifikante Abhängigkeit ($p=0,003$) der Schraubenfehllagen zum Schrauben-Pedikel-Quotienten (SPQ). So wiesen die fehlplazierten Schrauben einen durchschnittlich um 0,12 höheren SPQ als die korrekt, rein intraossär implantierten Schrauben (0,8 vs. 0,68) auf.

Tabelle 12: Radiologische Auswertung der navigierten thorakalen Pedikelschrauben sowie Pedikelwerte

WK	n=	G1 (0mm)	G2 (2mm<)	G3 ($\geq 2\text{mm}$)	\emptyset QPD (mm)	QPD min/Max (mm)	\emptyset SPQ (mm)	SPQ min/Max
T1	12	10	0	2	7,7	5,2/9,4	0,56	0,45/0,81
T2	9	6	3	0	6,2	4,4/7,4	0,70	0,57/0,95
T3	5	3	2	0	4,5	3,4/6,2	0,98	0,68/1,24
T4	10	5	5	0	6,1	4,4/8,2	0,72	0,51/0,95
T5	15	7	6	2	5,8	3,4/7,8	0,77	0,54/1,24
T6	12	9	1	2	5,9	4,7/7,1	0,74	0,59/0,89
T7	6	5	1	0	6,2	5,1/7,7	0,74	0,68/0,82
T8	4	4	0	0	5,9	5,7/6,0	0,89	0,87/0,91
T9	-	-	-	-	-	-	-	-
T10	6	4	2	0	7,9	7,0/8,8	0,67	0,59/0,74
T11	4	4	0	0	10,9	9,0/12,7	0,49	0,41/0,58
T12	8	7	1	0	8,5	5,2/11,4	0,75	0,54/1,00
Total	91	64	21	6	6,7	3,4/12,7	0,72	0,41/1,24

3.3.3 Zervikale transartikuläre/transpedikuläre Schrauben

Insgesamt 28 Schrauben konnten navigiert und intraoperativ CT-kontrolliert an der Halswirbelsäule implantiert werden, davon 20 transartikulär und 8 Schrauben transpedikulär (C2-C7). Von den atlantoaxialen Schrauben entfielen 15 Schrauben (=75%) auf Gruppe 1 (siehe Abb. 33), 3 Schrauben (=15%) auf Gruppe 2 und 2 Schrauben (=10%) auf Gruppe 3 (siehe Tabelle 13). Dabei zeigten sich 3 Schrauben zu lang sowie eine zu lang und zu weit medial plaziert. Bei einer Schraube mit tangentialer Perforation von lateral des Foramen transversariums musste anhand der CT-Kontrolle die Indikation zur intraoperativen Korrektur gestellt werden (siehe Tabelle 8 & 3.4.2). Abschließend konnte die Schraubentrajektorie Gruppe 1 zugeordnet werden. Von C2-C7 konnten zusammen 8 zervikale Pedikelschrauben implantiert werden. Alle Schrauben (= 100%) zeigten im intraoperativen CT einen rein intrapedikulären Verlauf ohne Gefährdung vaskulärer oder neurologischer Strukturen.

Tabelle 13: Radiologisches Rating der zervikalen transpedikulären und transartikulären Schrauben

Gruppe	Abweichung	Initiale Lage nach iCT		Nach Revision und 2.iCT	
Gruppe 1		n= 23	(= 82,1,0%)	n= 24	(= 85,7%)
Gruppe 2	(<2 mm)	3	(= 10,7%)	3	(= 10,7%)
Gruppe 3	(2- 4mm<)	2	(= 7,1%)	1	(= 3,6%)
Gruppe 4	(4- 6mm<)	-	-	-	-
Gruppe 5	(6- mm)	-	-	-	-
Total		28	(= 100%)	28	(= 100%)

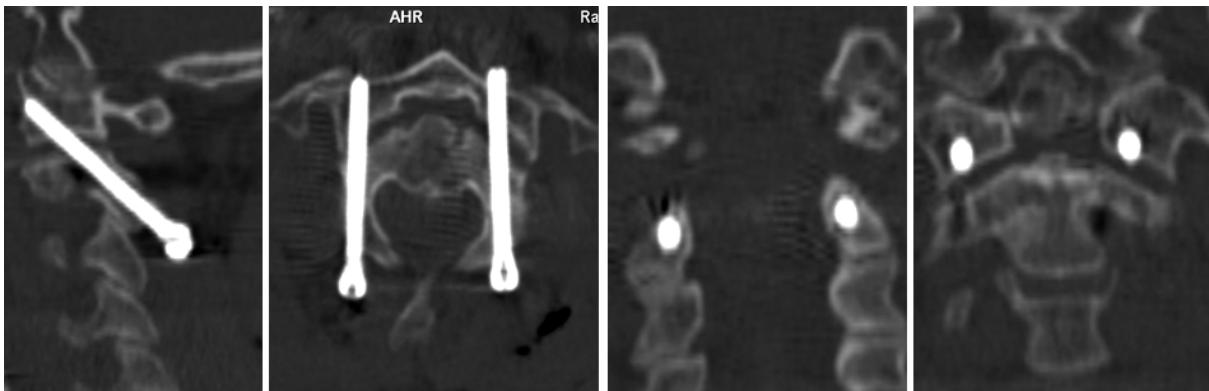


Abb. 33: Transartikuläre atlantoaxiale Spondylosese bei Dens Pseudoarthrose und Instabilität

3.3.4 Zusammenfassung der Schraubenlagen

Die abschliessende Rate rein intraossär platzierter Schrauben betrug zervikal 85,7%, thorakal 73,6% und lumbal 84,4% (siehe Tabelle 14 & Abb 34). Die Gesamtperforationsrate zwischen lumbal und thorakal war im exakten Test nach Fisher mit $p=0,038$ signifikant verschieden. Zwischen lumbal und zervikal als auch zervikal und thorakal konnte jedoch kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden ($p>0,05$). Fünfzehn Prozent der Schrauben zeigten eine geringfügige Perforation unter 2mm, 10 Schrauben (=2,9%) mit einer Fehllage zwischen 2 und 4< mm wurden in Hinblick auf Stabilität und Gefährdung neurologischer bzw. vaskulärer Strukturen als suffizient gewertet und in situ belassen.

Tabelle 14: Prozentuale Zusammenfassung der finalen Schraubenlagen Perforation vs. rein intraossär

WS Abschnitt	n=	Intraossär	Perforation <2mm	Perforation ≥ 2 mm
HWS	28	24 (= 85,7%)	3 (= 10,7%)	1 (= 3,6%)
BWS	91	67 (= 73,6%)	21 (= 23,0%)	3 (= 3,3%)
LWS	231	195 (= 84,4%)	30 (= 13,0%)	6 (= 2,6%)
Total	350	286 (=81,7%)	54 (= 15,4%)	10 (= 2,9%)

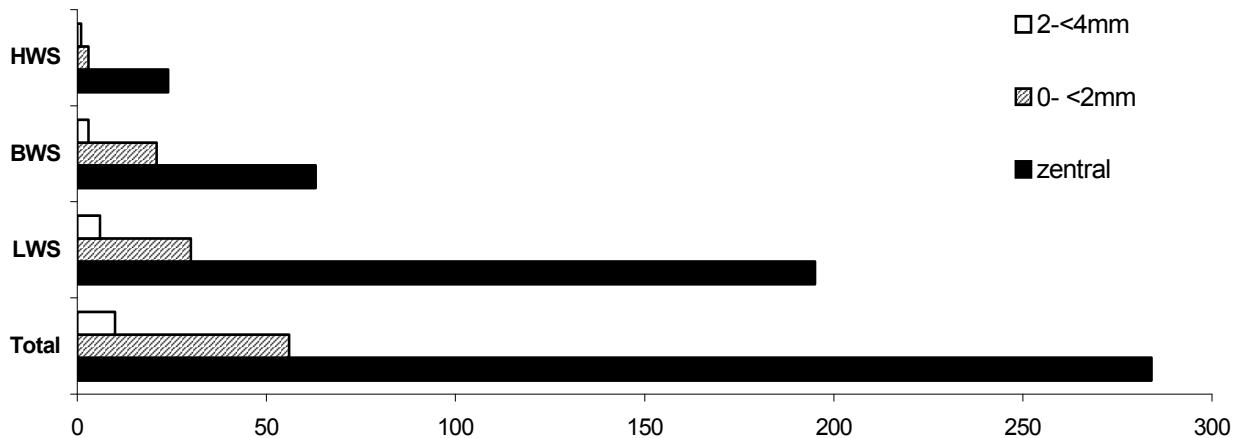


Abb. 34: Abschliessende Verteilung der Schrauben nach WS-Abschnitt

3.4 Komplikationen und Revisionseingriffe

3.4.1 Probleme und Besonderheiten während der Navigation

Alle geplanten Eingriffe konnten mit Hilfe der Navigation sicher durchgeführt werden. Dennoch kam es bei 12 der 79 Patienten (=15,2%) zu zeitlichen Verzögerungen im Operationsablauf. Dies hatte folgende Gründe:

- Bei 5 Patienten kam es zu Problemen beim Transfer der CT-Daten zur Navigationseinheit, so dass die Operation verspätet begann bzw. startete, bevor die Navigation verfügbar war.
- Zweimal wurde die Referenzierungsbasis (DRB) am falschen Processus spinosus montiert, was durch entsprechend schlechte Werte in der Registrierung auffiel und mit Hilfe des Bildwandlers verifiziert werden konnte.
- In zwei Fällen stürzte die Navigationssoftware unvermittelt und ohne identifizierbaren Grund ab. Dies machte eine komplette Wiederholung der zur Navigation notwendigen Registrierungs- und Referenzierungsschritte notwendig.
- Bei zwei Eingriffen wurde das Verrutschen der Referenzierungsbasis beobachtet und das Problem mit Hilfe einer erneuten Referenzierung behoben. Gründe hierfür waren die insuffiziente Montage bzw. inadäquater Druck auf die DRB.
- Bei einer Patientin mit vorbestehender Spondylodese war nach Entfernung des Spondylodesematerials eine Referenzierung unmöglich. Mit Hilfe eines zweiten CT-Scans konnte anschließend intraoperativ ein registrierungsfähiger Datensatz generiert werden.

3.4.2 Intraoperative/direkt postoperative klinische Komplikationen

Bei zwei Patienten kam es intraoperativ bzw. direkt postoperativ zu durch den Eingriff begründeten Komplikationen. Bei einer Patientin mit Rheuma und äußerst zierlichem Isthmus von C2 mit transartikulärer C1/C2 Spondylodese zeigte die intraoperative Computertomographie eine Verletzung des Foramen transversarium mit Bedrängung der A. vertebralis von lateral bei zu flach eingebrachter Schraube. Nach unblutiger Entfernung der Schraube und suffizienter Neupositionierung enthüllte die wiederholte Bildgebung unter Kontrastmittelapplikation eine Dissektion der Gefäßwand. Postoperativ litt die Patientin

unter einer Dysarthrie und Dysmetrie, am ehesten bedingt durch eine temporäre ipsilaterale Kleinhirnschämie, welche sich im weiteren postoperativen Verlauf jedoch deutlich besserte. Ein anderer Patient erlitt eine vollreversible L5 Wurzelaffektion mit temporärer Muskelparese und Sensibilitätsstörungen nach anspruchsvoller Cage Implantation.

3.4.3 Reoperationen gesamt

In 6 (=7,6 %) Fällen stellten sich postoperativ Komplikationen ein, welche einer invasiven Intervention zugeführt werden mussten (siehe Tabelle 15). Als Gründe konnte dreimal eine Wundrevision, zweimal eine Liquorfistel bei Duraverletzung und einmal die Ausräumung eines intraspinalen Hämatoms angeführt werden. Im gesamten Patientengut konnten im postoperativen Zeitraum (\bar{x} 12,2 Monate) keine durch Schraubenfehlagen oder Schraubenmigration bedingten Reoperationen beobachtet werden.

Tabelle 15: Übersicht über die operativen Revisionen

Patient N°	Operation	Alter	Revisionsgrund
N° 6	Transpedikuläre Spondylodese BWK 1-5	69	Wundrevision
N° 37	TLIF L4/L5	72	Liquorfistel
N° 44	PLIF L5/S1	54	Wundrevision
N° 45	PLIF L3/L4	84	Hämatomrevision
N° 69	Transpedikuläre Spondylodese C7/T1	50	Wundrevision
N° 70	TLIF L3/L4	54	Liquorfistel

3.4.4 Reoperationsrate im Vergleich mit historischem Patientenkollektiv mit navigierter Verschraubung ohne intraoperatives CT

Den 79 Patienten, welche mit zusammen 350 transpedikulären Schrauben versorgt wurden, konnten 182 Patienten des historischen navigierten Referenzkollektives mit insgesamt 781 transpedikulären thorakolumbalen Schrauben gegenübergestellt werden. Dies entspricht durchschnittlich 4,4 vs. 4,3 Pedikelschrauben pro Patient. Kam es bei den mit intraoperativem CT operierten Patienten in 7,6% der Fälle zu Reoperationen, zeigte sich im Referenzkollektiv eine Rate von 10,4%. In den beiden Kollektiven zeigte sich eine durch Schraubenfehlage bedingte Revisionsrate von 0 bzw. 4,4%. Insgesamt mussten 8 von 781 Schrauben (=1,0%) revidiert werden (siehe Tabelle 16 & Abb. 35). Dies bedeutet, dass sich jeder 23. Patient der Referenzgruppe aufgrund insuffizienter Implantatlage einer Reoperation unterziehen musste. Der exakte Test nach Fisher zeigte mit $p > 0.05$ sowohl für

die Gesamtrevisionsrate als auch die operative Schraubenrevision kein statistisch signifikantes Ergebnis an. Bis zur Schraubenrevision der Vergleichsgruppe vergingen ab Implantation durchschnittlich 52,6 Tage (min. 1/max. 225 Tage). In vier (=44,4%) Fällen befand sich die Fehllage im Pedikel L4 links, in drei (=33,3%) in L5 rechts. Jeweils einmal (=11,1%) in L4 rechts bzw. L5 links. Als Gründe für die Revision zeigte sich bei 4 Schrauben (=44,4 %) eine mediale, in zwei (=22,2%) eine laterale und in einem (=11,1%) Fall eine caudale Abweichung. Bei zwei Patienten konnte wegen nicht auffindbaren postoperativen CT-Bildern sowie fehlender Angabe im Operationsbericht keine Angabe zur Pedikelperforationsrichtung gemacht werden.

Tabelle 16: Übersicht der operativen Revisionen unter CT-Navigation ohne bzw. mit iCT

	CT-Navigation <u>ohne</u> iCT (1/1999 – 1/2006)		CT-Navigation <u>mit</u> iCT (2/2006 – 6/2008)	
Patienten/Fälle [n=]	182	(=100%)	79	(=100%)
Anzahl Schrauben [n=]	781	(4,3/Pat)	350	(4,4/Pat)
Schraubenrevision [n=]	8	(= 4,4%)	0	(= 0,0%)
Wundrevision [n=]	3	(= 1,6%)	3	(= 3,8%)
Hämatomrevision [n=]	3	(= 1,6%)	1	(= 1,3%)
Liquorfistel [n=]	2	(= 1,1%)	2	(= 2,6%)
Andere [n=]	3	(= 1,6%)	0	(= 0,0%)
Total [n=]	19	(= 10,4%)	6	(= 7,6%)

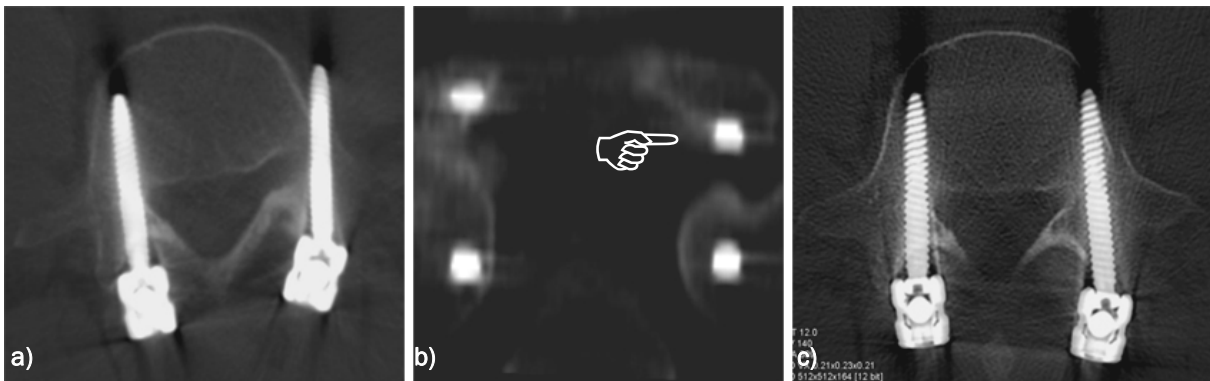


Abb. 35: a) b) Fehllage L5 li mit intraforaminaler Wurzelkompression c) postop CT nach Revisionseingriff

3.5 Navigation

Die vom Navigationssystem berechnete Referenzierungsgenauigkeit (RMS) betrug durchschnittlich 0,97 mm (+/- 0,31 SD) und variierte zwischen 0,4 und 1,9 mm. In zwei Fällen wurde mit der sog. CT-Fluoro-Methode referenziert, bei der keine Genauigkeitsangabe

generiert wurde. Für die durchschnittlichen Referenzierungsmittelwerte ergaben sich zervikal mit 0,8 leicht bessere Werte als thorakal mit 0,89 bzw. lumbal mit 1,04 mm (siehe Tabelle 17). Es fand sich kein statischer Zusammenhang zwischen verwendetem Referenzierungswert und Pedikellage ($p > 0,05$).

Tabelle 17: Berechnete Referenzierungsgenauigkeit (RMS) in mm

WS Abschnitt	Anzahl n=	Mittelwert	SD (+/-)	min/Max
HWS	12	0,80	0,19	0,4/1,1
BWS	26	0,89	0,24	0,5/1,2
LWS	56	1,04	0,29	0,5/1,9
Total	94	0,97	0,28	0,4/1,9

Die durchschnittliche Dauer der Oberflächenanpassung des Region bzw. Surface Matching betrug 2,18 min ($\pm 0,25$ min). Die Spannweite betrug 1,45 bis 3,51 min pro Versuch. Durchschnittlich waren 1,7 Versuche ($\pm 1,1$ SD) zur Registrierung notwendig. Maximal waren 7 Versuche erforderlich, bis ein zufriedenstellendes Ergebnis im "verification Modus" erreicht werden konnte.

3.6 Intraoperative Computertomographie

Insgesamt 184 CT-Untersuchungen wurden mit Hilfe des intraoperativen Computertomographen durchgeführt. Davon erfolgten 86 präoperativ und 98 intraoperativ. Dies entspricht durchschnittlich 2,3 CT-Scans pro Patient, 1,1 Scans präoperativ und 1,2 intraoperativ. Bei 6 Patienten wurde der zu Navigationszwecken gedachte Scan wegen unzureichend großem Field-of-view erneut durchgeführt. Bei einer Patientin musste nach Entfernung von Spondylodesematerial der Scan intraoperativ wiederholt werden (siehe 1.2.1). Neben den routinemäßig durchgeführten 79 intraoperativen CT-Untersuchungen zur Verifizierung der Schraubenlage nach Navigation waren weitere 19 Scans nötig, 7 zur Beurteilung der korrigierten Schraubenlage nach intraoperativer Revision bei Fehllage bzw. 12 zur Lagebestimmung von weiterem Instrumentarium (Interkorporelle Cages, Wirbelkörperersatz, Spondylodesematerial) bzw. zur Kontrolle einer suffizienten Dekompression (Knochen, Tumor). Die durchschnittliche Scanzeit belief sich auf 6,92s ($\pm 2,13$ s SD) pro CT-Untersuchung. Zur Validierung der Schraubenposition konnte der intraoperative Scanausschnitt meist leicht reduziert werden. So war der durchschnittliche

intraoperative Scan mit 6,71s geringfügig kürzer und somit das „field of view“ schmäler als die präoperativen Untersuchungen mit 7,16s. Die Spannweite variierte von 4,11s (transartikuläre C1/2 Verschraubung) bis 12,42s (transpedikuläre Spondylodese C5-T7). Ein Beatmungsstopp des intubierten Patienten wegen Artefaktbildung war in keinem Fall notwendig.

3.7 Operativer Workflow

3.7.1 Anästhesievorbereitung

Die durchschnittliche Anästhesievorbereitungszeit in der konventionell navigierten Gruppe betrug 48,6 min ($\pm 16,8$ SD). Im mit intraoperativem CT operiertem Kollektiv verlängerte sich diese Zeitspanne um 2,1 min auf durchschnittlich 50,7 min ($\pm 20,9$ SD). Der Unterschied zwischen beiden Gruppen war mit einem p-Wert von $p=0.391$ nicht statistisch signifikant.

3.7.2 Lagerung

Von der Einfahrt in den Operationssaal bis zum Hautschnitt vergingen im Referenzkollektiv im Mittel 35,9 min ($\pm 11,3$ SD). Bedingt durch den notwendigen Sicherheitscheck sowie Akquisition des Navigationsdatensatzes verlängerte sich die Lagerungsphase im iCT Kollektiv um 14,4 min auf durchschnittlich 50,3 min ($\pm 12,4$ SD). Der Mittelwertvergleich beider Gruppen war mit einem p-Wert von $p < 0.001$ statistisch hoch signifikant. In der Gruppe mit Mayfieldkopffixation betrug das Intervall 64,3 min ($\pm 19,7$ SD). Dies entspricht einem Plus von 28,4 min zur navigierten Referenz bzw. 14,0 min zur iCT Gruppe, respektive einem p-Wert von $p < 0.001$ bzw. $p < 0.01$.

3.7.3 Operativer Eingriff

Die durchschnittliche Operationsdauer der ohne iCT operierten Vergleichsgruppe betrug 247,5 min ($\pm 73,1$ SD). Der kürzeste Eingriff dauerte hierbei 100 min, der längste 470 min. Für das mit intraoperativem CT operierte Kollektiv betrug die Schnitt-Naht-Zeit 262,1 min ($\pm 78,8$ SD) und war somit 23,2 min länger. Die Spannweite betrug von 125 bis 580 min. Der Unterschied beider Gruppen war mit einem p-Wert von $p = 0.031$ statistisch signifikant. Es sei an dieser Stelle erneut erwähnt, dass sowohl die jeweiligen Indikationen als auch die instrumentierten Wirbelkörperhöhen und der Umfang der Eingriffe (Frequenz Cage

Interponation, etc.) in beiden Gruppen nicht gleich verteilt waren. Ab Hautschnitt vergingen durchschnittlich 99,3 min (\pm 45,5 SD) bis zum ersten Kontroll-iCT, was letztendlich der kompletten Dauer zum navigierten Einbringen der Schrauben entspricht (siehe Tabelle 18). Vergleichswerte aus der konventionell navigierten Referenzgruppe diesbezüglich konnten nicht retrospektiv erhoben werden.

Tabelle 18: Übersicht über die Operationsdauer bzw. Zeit zur navigierten Instrumentierung mit iCT

Instrumentation	Screws n=	Fälle n=	Schnitt-iCT [min]			Schnitt-Naht[min]		
			Ø	\pm SD	Range	Ø	\pm SD	Range
TA C1/2	2	10	90	32	66-146	189	43	135-250
Thorakal TP	8	7	140	64	79-264	313	88	190-422
Lumbal TP	4	38	78	24	49-143	PLIF 281 TLIF 259 DTS 219	47 48 53	230-370 168-342 125-285
Total			99	46	49-264	262	79	125-580

3.7.4 Intraoperativer CT-Scan

Die durchschnittliche Operationsunterbrechung vom Ab- bis Wiederantritt des Operateurs zum Operationstisch betrug 9 min (\pm 2,5 min SD, min/Max 4,15/14,4min). Dieses zeitliche Intervall beinhaltete neben dem sterilen Abdecken des Patienten und dem Tischtransfer in die finale Scanposition auch den CT-Scan selbst sowie die radiologische Auswertung der erhobenen Bilddaten.

3.7.5 Modellrechnung

Unter der Annahme sowohl eines prä- als auch eines intraoperativen CT-Scans lässt sich zusammenfassend rechnerisch eine Operationsverlängerung pro Eingriff von ca. 26,6 min (2,1 + 15,5 + 9 min) ermitteln. Durch den Wegfall der sonst obligaten, intraoperativen Lagekontrolle mittels Bildwandler (ca. 5 min) im a.p. und lateralen Strahlengang kann insgesamt mit einer Operationsverlängerung von 20 min im Vergleich zur bisherigen Standardroutine gerechnet werden.

3.8 Klinischer Verlauf

Nach den Odom-Kriterien zeigten am 7. postoperativen Tag 36 (= 45,5%) Patienten ein gutes, 40 (= 50,6%) ein befriedigendes und 3 (= 3,8%) ein mangelhaftes Ergebnis. Der durchschnittliche Wert von 2,6 (\pm 0,6SD) am 7.Tag verbesserte sich im weiteren

nachstationären Verlauf auf $1,9 (\pm 0,7SD)$ zum Zeitpunkt der Nachkontrolle nach drei Monaten. Hier erreichten 17 (= 28,3%) der Patienten ein hervorragendes (Odom Grad I), 36 (= 60,0%) ein gutes, 6 (= 10%) ein befriedigendes und 1 (= 1,7%) Patient ein mangelhaftes Ergebnis (siehe Abb. 36). Insgesamt 19 (= 24,0%) Patienten gingen während der Verlaufsbewertung verloren. Hierbei handelte es sich größtenteils um Patienten mit neoplastischen Grundleiden, welche postoperativ wieder in die zuweisende Klinik zurückverlegt und dort nachbehandelt bzw. weiter therapiert wurden. Der Unterschied zwischen beiden Erfassungszeitpunkten war mit $p < 0.001$ statistisch hoch signifikant.

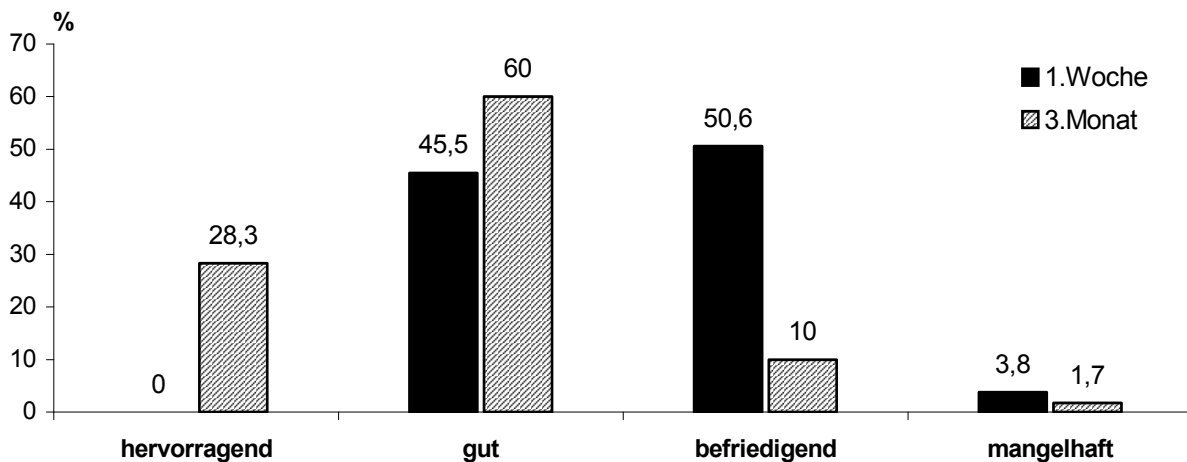


Abb. 36: Relative Häufigkeitsverteilung des klinischen Verlaufes nach den Odom-Kriterien 1 Woche und 3 Monate postoperativ

3.9 Indikationen und Einsatzgebiete

Die folgenden drei Beispiele sollen exemplarisch mögliche Einsatzindikationen für die intraoperative Computertomographie sowie die Neuronavigation bei Stabilisierungsoperationen aufzeigen. Bei den Fallbeispielen 1 und 2 handelt es sich um Patienten des im Rahmen dieser Arbeit beobachteten Kollektivs. Bei Fallbeispiel 3 erfolgte zwar die navigierte Schraubeninsertion, da es sich jedoch ausnahmslos um sog. Massa lateralis Schrauben handelte, erfolgte kein Einschluss in die vorliegende Serie.

Fallbeispiel 1: Stabilisierung und WK Ersatz bei metastatischen WS-Befall

Patient	weiblich, 58 Jahre
Diagnose/ Beurteilung	Metastatischer (Mamma-Ca) Komplettbefall des Achsenskeletts mit Hauptbefund BWK 1-4. Dort Kyphotische Instabilität mit Blasenlähmung und beginnender Querschnittssymptomatik
Operation	1. Navigierte dorsale transpedikuläre Instrumentierung HWK5 - BWK8 über insgesamt 9 Bewegungssegmente 2. Komplette dorsale und ventrale Dekompression BWK 1-4 Ausräumung der Wirbelkörper 3. Wirbelkörperersatz expandierbar 8.5cm via Costotransversektomie
Operationsdauer	9:40 h
Nachbehandlung	Postoperative Radiatio und parenterale Bisphosphonatgabe

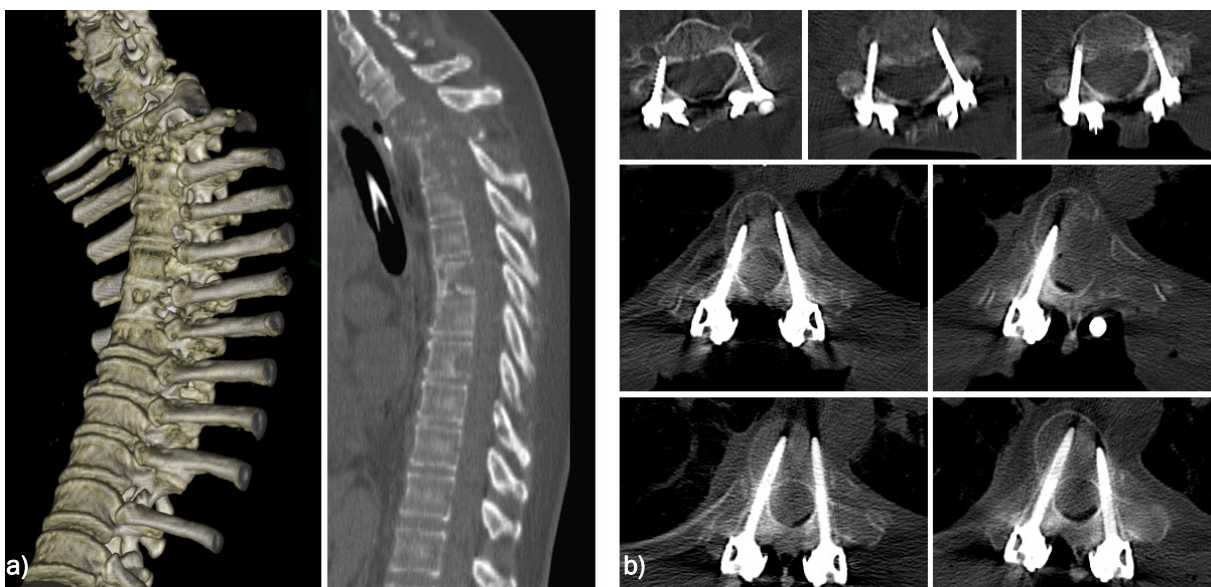


Bild 37: a) präoperativ massive thorakale Kyphose mit Instabilität b) iCT Kontrolle nach Verschraubung

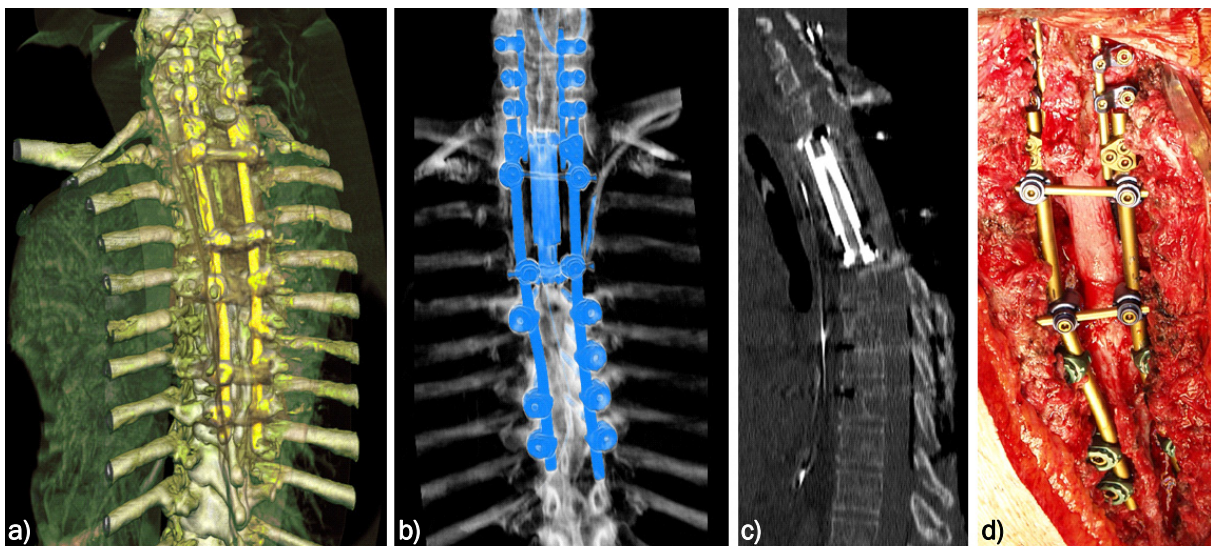


Bild 38: a)b)c) Abschlussbilder nach finaler Montage bzw. Cage Plazierung d) intraoperativer OP-Situs

Fallbeispiel 2: Stabilisierung bei Wirbelkörperfraktur

Patient	weiblich, 59 Jahre
Diagnose/ Beurteilung	Traumatisch LWK1 Fraktur mit Hinterkantenbeteiligung und Einengung des Foramen interspinales
Operation	1. Transpedikuläre Spondylodese BWK 12 und LWK 2 mit zementierten Pedikelschrauben Tango RS Synthes 2. Dekompression
Operationsdauer	3:48 h
Nachbehandlung	-

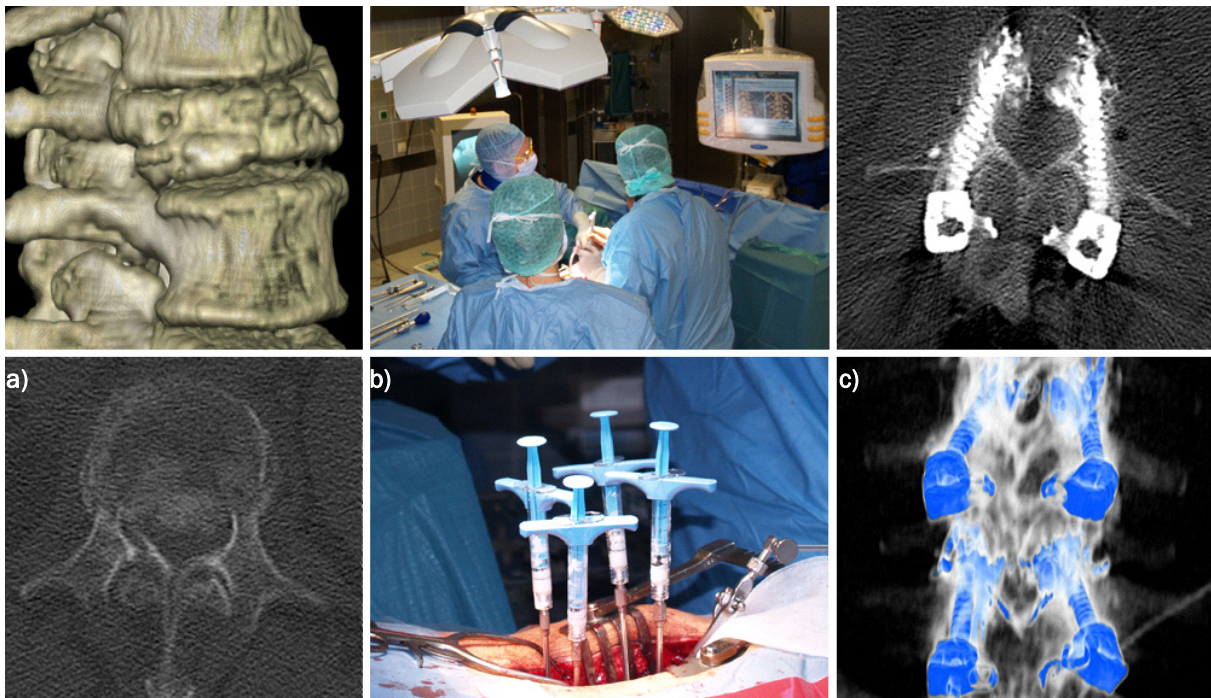


Bild 39: a) präoperative Situation b) Navigation bzw. Zementeinbringung Schrauben c) iCT Kontrolle

Fallbeispiel 3. Craniozervikale Stabilisierung

Patient	männlich, 42 Jahre
Diagnose/ Beurteilung	Craniozervikale Instabilität bei osteolytischer Destruktion des linken Condylus und partiell HWK 1 bei St.n. zweimaliger Meningeomresektion im Foramen jugulare links
Operation	1. Trepanation und Tumorresektion navigiert craniozervikal 2. Dorsale Spondylodese HWK 1-5 navigiert mit Massa laterales Schrauben (Synthes Starlock) und occipitaler Abstützplatte
Operationsdauer	9:05 h
Nachbehandlung	Postoperative Radiatio

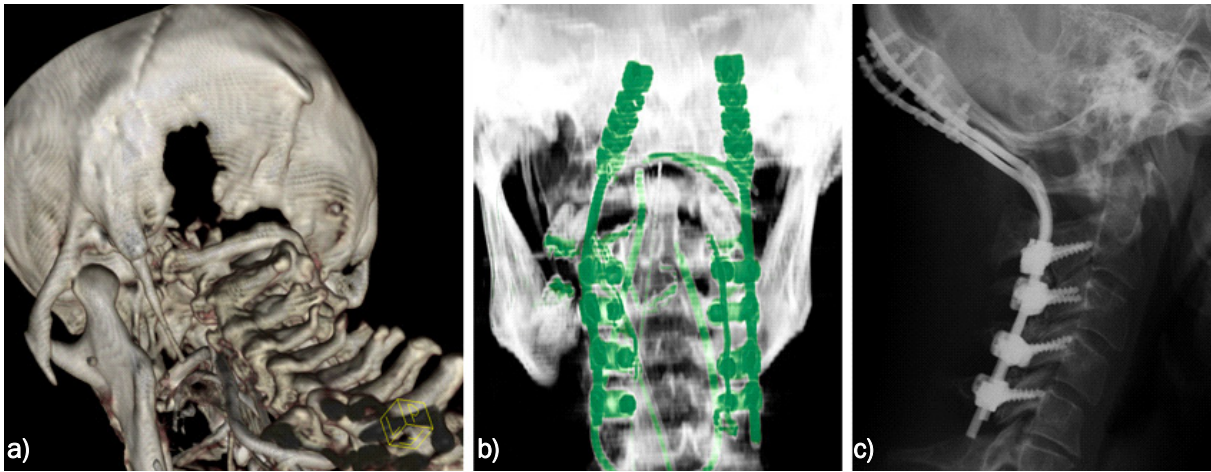


Bild 40: a) präoperativ b) craniozervikale Abstützung Hardware intraoperativ c) postOp Röntgen lateral

4 Diskussion

4.1 Zielsetzung

Ziel dieser prospektiv und konsekutiv angelegten Anwendungsbeobachtung war die Evaluation eines neu entwickelten, intraoperativen Computertomographen mit direkt vernetzter Navigationseinheit in der spinalen Neurochirurgie. In einem Zeitraum von knapp 28 Monaten (2/2006-6/2008) kam das System bei insgesamt 79 Eingriffen zu transpedikulären bzw. transartikulären dorsalen Instrumentierungen zum Einsatz. Bisher liegen nur wenige Studien und Erfahrungsberichte über die kombinierte, intraoperative Nutzung von Computertomographie und Navigation im Bereich der Wirbelsäule vor [45,46,47,90,91,92,228]. Ziel der Datenerhebung und Auswertung war neben der Beschreibung des klinischen Nutzens und der Praktikabilität auch der Vergleich mit einem historischen Patientenkollektiv mit navigierter Schraubenplatzierung ohne Einsatz der intraoperativen Computertomographie.

4.2 Stand der Technik

In diesem Kapitel sollen zunächst alternative, kommerziell verfügbare Systeme zur intraoperativen, dreidimensionalen Bildgebungssysteme mit angeschlossener Navigation dargestellt werden. Im Rahmen der technischen Entwicklung der verfügbaren Bildgebungsmodalitäten und weiterverarbeitenden Computersysteme wurden im Laufe der letzten Jahre weite Teilbereiche stark verbessert bzw. sind neu eingeführt worden. Die folgende Übersicht soll kurz den aktuellen Stand der Technik wiedergeben.

4.2.1 Intraoperative Computertomographie

Haberland[90,91,92] und Ebmeier [45,46,47] waren die ersten, die einen intraoperativen Computertomographen mit vernetzter Navigationseinheit an der Wirbelsäule einsetzten. Als Basis für sowohl die prä- als auch intraoperativen CT-Untersuchungen diente der von Philipps Imaging ab 1997 vertriebene mobile Tomoscan M/EG CT-Scanner[266] (siehe Abb 43a). Durch seine kompakten Abmessungen und das geringe Gewicht kann das Gerät wahlweise im Op oder der Intensivstation[31] eingesetzt werden. Viele Arbeiten belegen mittlerweile den großen Nutzen sowie die vielfältigen, multidisziplinären Einsatzgebiete [64,82,106,129, 165]. Die Gantry des Einzeilen-Tomographen vollzieht zur Bildgebung eine

automatische translatorische Bewegung auf seiner fahrbaren Basis. Die Auflösung (512x512 Pixel) sowie die Bildqualität entsprechen dem eines konventionellen CT. Nach der finalen Operationslagerung erfolgte die offene Implantation von 3 kleinen Titanschraubenmarkern je zu instrumentierendem Wirbelkörper. Erst im Anschluss daran erfolgte das Navigations-CT. Die intraoperative Registrierung erfolgte im Anschluss per Pair-Point-Matching über die Titanmarker.

4.2.2 Cone-Beam CT (O-Arm)

Der portable 3D-Tomograph[99,183] ist mit einer aus der Computertomographie abgeleiteten Hochleistungsröntgenröhre sowie einem digitalen Flachbilddetektor (400x300mm²) ausgestattet. Während einer 360°-Rotation erfolgt anhand von 390 Projektionsbildern die Akquisition eines CT-ähnlichen Volumendatensatzes, welcher mit Hilfe MPR aus beliebigen Projektionswinkeln betrachtet werden kann. Durch die motorisch öffnende Gantry lässt sich der O-Arm schnell im Operationsgebiet installieren bzw. wieder entfernen. Das unter dem Namen O-Arm von Medtronic vertriebene Gerät befindet sich seit 2005 in klinischer Anwendung (siehe Abb 43b). Die Auflösung des Bildvolumens beträgt 256³ Voxel pro Scan. Der zusätzliche 2D-Fluoroskopiemodus ersetzt den bisherigen intraoperativen C-Bogen. Nach vorausgegangener Kalibrierung erlaubt der O-Arm die automatische Registrierung der Bilddaten zu Navigationszwecken. Seit der Markteinführung liegen bisher wenige Fallberichte vor[171,186].

4.2.3 Isozentrischer 3D-C-Bogen (Arcadis Orbic 3D)

Eine weitere Möglichkeit zur intraoperativen Erstellung eines dreidimensionalen Volumenscans bietet der von Siemens Imaging entwickelte isozentrische C-Bogen Siremobil Iso-C^{3D} bzw. dessen Nachfolger Arcadis Orbic^{3D}(siehe Abb 43c). Im Vergleich zum herkömmlichen Bildwandler verfügen beide über eine größere C-Achse. Der Zentralstrahl des Röntgenkegels liegt so immer im Rotationszentrum des Bildwandlers und erlaubt eine starre Isozentrik der Aufnahme. Die während einer motorisierten 190°-Orbitalbewegung erzeugten, zweidimensionalen Röntgenprojektionen können verzerrungsfrei zu einem 3D-Volumen in CT-ähnlicher Darstellung verrechnet werden[132]. Je nach Scanmodus handelt es sich um 50 bzw. 100 Einzelprojektionen in fest definierten Winkelabständen. Der mit Hilfe des Feldklamp-Algorithmus[58] generierte Datenkubus hat ein Volumen von 12x12x12 cm³ und

kann wahlweise anhand multiplanarer Rekonstruktionsbilder (MPR) oder eines 3D-Oberflächenmodells betrachtet werden. Die Auflösung der 2D-Rekonstruktionen beträgt in allen Ebenen 256x256 Pixel mit einer Voxelgröße von 0,46mm³[144]. Der mit dem 3D-Bildwandler generierte Datensatz lässt sich nach entsprechender Präkalibrierung registrierungsfrei für Navigationszwecke verwenden. Seit der kommerziellen Markteinführung 2002 wird das System von vielen chirurgischen Disziplinen für vielfältige Instrumentationen an Wirbelsäule, Becken, Gesichtsschädel und Extremitäten genutzt[4,51,53,73,84,97,99,100,101,144,154,204,250].

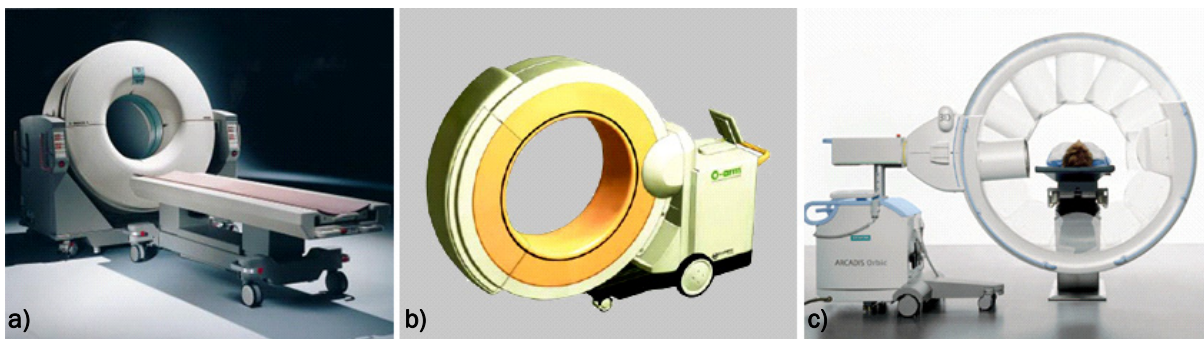


Abb. 43: Intraoperative Bildgebung **a)** Tomoscan M CT(©Philips) **b)** O-Arm (©Medtronic) **c)** Arcadis Orbic 3D-Bildwandler (©Siemens)

4.2.4 Intraoperative 2D Fluoro-Navigation

Die virtuelle Fluoro-Navigation beruht auf intraoperativ angefertigten Projektionsbildern eines präkalibrierten Bildwandlers. Hierzu wird die Detektorseite eines Standard-C-Bogens mit einem speziellen Markerring nachgerüstet. So ist es dem Navigationssystem möglich, die folgenden Röntgenbilder räumlich zuzuordnen und somit mathematisch die Position des Operationssitus zu bestimmen. Der Operateur wählt die für den Eingriff notwendigen 2D-Projektionen aus. Nach dem Transfer zur Workstation entzerrt die Software die Röntgenbilder anhand eines in den Strahlengang eingefügten Punktegitters. Die Registrierung der Bilddaten erfolgt hierbei voll automatisch. In gewohnter Weise können nun navigierte Instrumente auf dem Display zweidimensional visualisiert werden. Die Navigation erfolgt anhand mehrerer simultan dargestellter Einzelbilder. Während der Operation eingetretene Änderungen der Anatomie können jederzeit durch ein Update der Bilddaten erfasst werden[62,73,85]. Das Verfahren erlaubt eine meist problemlose Navigation der

röntgentechnisch gut darstellbaren Lendenwirbelsäule. Eine sichere Anwendung an der Hals- und Brustwirbelsäule ist aber meist nur eingeschränkt möglich[69].

4.3 Einfluss und Wertigkeit der intraoperativen 3D-Bildgebung

Alle dargestellten, auf Röntgenstrahlen basierenden Bildmodalitäten ermöglichen die intraoperative, dreidimensionale Darstellung des Operationsgebietes. Sie stellen somit eine Ergänzung bzw. einen Ersatz der bisher im Operationssaal praktizierten, fluoroskopischen, zweidimensionalen Bildgebung mit „konventionellen“ C-Bögen dar. Daraus ergeben sich verschiedene Möglichkeiten und Erweiterungen der intraoperativen diagnostischen und therapeutischen Möglichkeiten. Im Bereich der Wirbelsäulenchirurgie steht hierbei vor allem die adäquate Darstellung ossärer Strukturen sowie die Visualisierung von eingebrachtem Implantatmaterial im Zentrum des Interesses. Eine weitere Möglichkeit bietet zudem die Vernetzung mit einer Navigationseinheit mit den oben aufgeführten, theoretischen und praktischen Vorteilen. In der vorliegenden Arbeit lag ein Hauptaugenmerk darauf, inwieweit sich aus der intraoperativen Bildgebung Konsequenzen im weiteren Operationsverlauf ergeben. Die präzise, transpedikuläre bzw. transartikuläre Schraubenimplantation gilt als einer der Schlüsselschritte jeder dorsalen Stabilisierung. Die intraoperative CT-Kontrolle erfolgte daher standardmässig unmittelbar nach erfolgter navigierter Schraubenimplantation. Bei 20 Schrauben (=5,7%) zeigte sich eine relevante Pedikelabweichung $\geq 2\text{mm}$. Davon wurden 10 (=50%) dieser „Problemschrauben“ direkt intraoperativ revidiert. Sechzig Prozent dieser Schrauben perforierten in kritisch medialer Richtung. Nach Entfernung und größtenteils nicht navigierter Neupräparation des Schraubenkanals gelang jeweils die suffiziente Neupositionierung. Ein abschließender zweiter CT-Scan validierte jeweils die nun regelrechte, rein intraossäre Lage. Falls notwendig, konnte zudem bereits intraoperativ die adäquate, ossäre Dekompression bzw. Tumorentfernung verifiziert werden. Andere Arbeitsgruppen berichten über vergleichbare Ergebnisse. In einem dem unserem verwandten Operationssetup revidierte Shariat[228] 10 von 190 (=5,3%) Schrauben nach intraoperativer CT-Kontrolle. Ebmeier[47] berichtet bei 263 navigierten und iCT-kontrollierten, dorsalen, transpedikulären Stabilisierungen, 38 Schrauben bei 32 Patienten neu plziert zu haben. Dies entspricht einer Änderungsquote im Operationsverlauf von 12,2%. Wir konnten mit 10,1% vergleichbare Ergebnisse erzielen. Bei Haberland [109] zeigten 2 von 216 (=0,9%) von HWK 6 bis SWK 1 implantierte Schrauben ein Perforationsausmaß von 4-6

mm und wurden daraufhin neu positioniert. Nach Patienten aufgeschlüsselt ergaben sich somit intraoperativ bei 4,0% der Patienten (2/51) unmittelbare, therapeutische Konsequenzen. Insgesamt finden sich in der Literatur nur wenige Angaben zu intraoperativ mittels Bildwandler, 3D-C-Bogen oder CT erkannten und korrigierten Fehllagen. Grützner[83] revidierte 3 von 302 (= 1%) unter Iso-C^{3d} navigierter und kontrollierter Pedikelschrauben. Baldauf[16] revidierte insgesamt 17 von 185 (=9,2%) konventionell eingebrachter Schrauben nach intraoperativer 3D-Bildwandler-Kontrolle. Bei Jutte[115] fanden sich trotz 2,4% intraoperativ mittels Bildwandler erkannter und revidierter, fehlplazierter Schrauben, postoperativ noch 6,5% Fehllagen. Allgemein kann wie von Grützner [83] beschrieben von einer nicht unerheblichen Dunkelziffer intraoperativ revidierter Schrauben ausgegangen werden. Die Aussagekraft konventioneller Röntgenaufnahmen für eine präzise Schraubenevaluation ist wie bereits oben beschrieben meist jedoch nicht ausreichend [23,56,138,184,210,249,253]. Auch die Grenzen des intraoperativen 3D-Bildwandlers müssen in diesem Zusammenhang kritisch betrachtet werden. Mehrere Studien beschreiben die im Vergleich zum CT nur eingeschränkte diagnostische Bildqualität[127,204,255]. Artefaktbedingt lassen sich nach Schraubeneinbringung meist nur unpräzise Aussagen zur Abgrenzung der Kortikalis sowie der Weichteile machen, was gerade die Beurteilbarkeit für geringe Perforationen im 2 mm-Bereich einschränkt[204]. Mehrere Autoren beschrieben, dass Schraubenfehllagen intraoperativ unentdeckt blieben und sich erst postoperativ im CT darstellten[16,83]. Mit der im Vergleich zum CT niedrigeren Röhrenspannung sind dem Einsatz bei adipösen und osteopenen Patienten zudem Grenzen gesetzt[103]. Viele Autoren nutzen daher trotz intraoperativer 3D-Bildwandlerkontrolle weiterhin die postoperative CT-Diagnostik zur präzisen Lagevermessung [83,140,250].

Eine weitere, sinnvolle Anwendungsmöglichkeit der intraoperativen 3D-Bildgebung bietet die Beurteilung des Dekompressionsausmaßes sowie die Lagebeurteilung von eingebrachten Cages oder sonstigem Implantatmaterial (z.B. Bandscheibenarthroplastie[234]). Freidberg [64] fand im intraoperativen CT bei 17 von 31 (=55%) mittels zervikaler, ventraler Dekompression operierter Patienten die Notwendigkeit zur weiteren ossären Entlastung. Bei Baldauf[15] traf dies auf 12,5% seiner Patienten nach Iso-C-3D-Kontrolle zu. Mauer[166] und Patel[193] untersuchten das lumbale Dekompressionsausmaß nach intraspinaler Kontrastmittelinjektion mittels 3D-Bildwandler. Hierbei offenbarte sich in 20% bzw. 30% der Fälle eine insuffiziente neurale Entlastung. Shariat[228] dokumentierte bei jedem seiner 39

Patienten die korrekte Dekompression. Darüber hinaus ergibt sich eine Vielzahl weiterer Anwendungen auf dem Gebiet der Wirbelsäulen Chirurgie. So bietet sich das CT beispielsweise zum Ausschluss unklarer intraoperativer Blutungen oder möglich Gefäßverletzungen an[47]. In unserem Kollektiv konnte bereits intraoperativ nach Kontrastmittelgabe der Verdacht einer Dissektion der A. vertebralis nach transartikulärer Schraubenimplantation HWK1/HWK2 bestätigt und die verursachende Schraube neu positioniert werden(siehe 3.2 & 3.4.2).

4.4 Präzision der Instrumentierung

4.4.1 Definition und Folgen der Pedikelfehllage

Ein Problem bei der Beurteilung und Bewertung der Schraubenlagen nach transpedikulärer Implantation ist die in der Literatur nicht einheitliche Definition der Fehllage. So fand die Metaanalyse von Kosmopoulos [130] insgesamt 35 verschiedene Bewertungsschemata. Die große Spannweite reicht hierbei von der recht allgemeinen IN/OUT Einteilung[59,141] bis zu der in dieser Arbeit verwendeten, präzisen 2 mm-Inkrement-Klassifikation zur Beschreibung der maximalen Pedikelperforation[76]. Wie von Grützner[83] gefordert sollte jede Präzisionsanalyse nur durch CT-Diagnostik erfolgen. Schulze[220] beschreibt, dass sowohl der Perforationsumfang als auch die jeweiligen Pedikeldurchmesser mittels CT bis auf unter 1mm genau bestimmt werden können. Yoo[260] und Learch[138] kamen in ihren Arbeiten zur CT-Präzisionsanalyse auf jeweils 87% Genauigkeit. Darüber hinaus kamen beide Autoren zu dem Schluss, dass die klinische Erfahrung des Auswerters nicht mit dessen Präzision bei der Lagebeurteilung korreliert. Austin[13] konnte in einer experimentellen Kadaverstudie tendenziell höhere Perforationsraten im CT als tatsächlich am anatomischen Präparat nachweisen. Mit ihrer hohen Sensitivität und Spezifität kann die CT-Diagnostik dennoch nach wie vor als Goldstandard in der radiologischen Schraubenauswertung angesehen werden[30].

Unter rein anatomischen Gesichtspunkten kann nur die streng zentral im Pedikel liegende Schraube als korrekt plaziert bezeichnet werden. Bei den durch Pedikelperforationen bedingten Komplikationen ist prinzipiell zwischen neurogenen und vaskulären Schäden sowie Auswirkungen auf die Biomechanik zu unterscheiden[220]. Unter klinischen Gesichtspunkten muss dies jedoch relativiert werden[83]. Insgesamt kann nur bei einem Bruchteil der Schraubenfehllagen mit klinischen Symptomen gerechnet werden[39,87,137,

169,184,221,231,232,251,256]. In Abhängigkeit des betrachteten Wirbelsäulenabschnitts mit der jeweiligen spezifischen Wirbelkörperkonfiguration ergeben sich anatomische Besonderheiten. So definieren Jerosch[109] und Gertzbein[76] im Inneren des Spinalkanals von Th10 bis L4 eine sog. „safe-zone“ von 0-4mm ab innerer Pedikelbegrenzung in Relation zum intraduralen Inhalt. Sie stützen sich dabei auf Wirbelkörperdissektionen gesunder Erwachsener, welche die neurologischen Strukturen durch eine zirka 2 mm dicke Fettschicht geschützt zeigen. Der Subarachnoidalraum beträgt in der Regel zusätzlich weitere 2 mm, so dass mediale Kortexperforation, welche die kritische 4mm-Grenze nicht überschreiten, noch als relativ sicher bezeichnet werden können. Castro[33] spricht gar von 6mm Sicherheitsabstand. Bei Perforationen in den lateralen Rezessus des Wirbelkörpers scheinen lumbal nach Haaker[89] vergleichbare Werte zu gelten. Im Gegensatz dazu zeigte die Cadaverstudie von Ebraheim[49] im thorakalen Abschnitt einen durchschnittlichen Abstand von lediglich 1,7mm zur benachbarten Wurzel. Belmont[20] sehen eine akzeptable Grenze bei 2mm medial und 6 mm lateral zur Pedikelwand. Besonders anspruchsvoll wird die Beurteilung bei spinalen Skoliosen, wo der Duralsack zur konkaven Seite mobilisiert ist[142]. Als Folge einer medialen Fehllage kann es zu Verletzungen der Dura (Liquorleck/fistel) sowie der Spinalwurzel bzw. des Myelons kommen (siehe Abb. 44a). In Folge dessen besteht die Gefahr von persistierenden Schmerzzuständen sowie motorischen und/oder sensiblen, neurologischen Störungen. In der Literatur bewegt sich die Inzidenz zwischen 0 und 10% [33,39,50,55,105,109,146]. Bei Amiot[7] mussten immerhin 7 von 70 Patienten nach konventioneller transpedikulärer Instrumentierung aufgrund neurologischer Komplikationen revidiert werden. Gertzbein[76] berichtet bei acht Patienten mit medialen Perforationen zwischen 4,1–8mm über zwei neu aufgetretene neurologische Symptome. Ebenfalls häufig sind laterale Pedikelperforationen. Ein Grund dafür ist die Tendenz des Operators in unübersichtlichen und anatomisch schwierigen Situationen tendenziell nach lateral auszuweichen um mediale Perforationen zu vermeiden[131]. Als Folge kann es neben eher seltenen Nerven- und Gefäßverletzungen lumbal zu chronischen Schmerzen im Bereich der M. iliopsoas kommen. Thorakal können zudem Affektionen der Costotransversalgelenke auftreten. Besonders heikel zeigen sich inferiore Pedikelperforationen (siehe Abb. 44b). Die abgehende Spinalwurzel wird hierbei nur von einer zirka 1mm starken bindegewebigen Schicht geschützt. Bei Lohnstein[146] waren 10 von 11 Schrauben mit Irritation der Nervenwurzel medial oder inferior fehlplaziert. Sagittale Pedikelabweichungen sind hingegen

durch die in der Regel gute Darstellbarkeit in der lateralen Bildwandlerprojektion selten. Eine Ausnahme hiervon stellen die hohen thorakalen Wirbelkörper dar. Ventrale Wirbelkörperüberschreitungen werden ebenfalls selten beschrieben. In der CT-Kontrolle von Belmont[20] fand sich thorakal eine Rate von 6,0%. Lohnstein[146] konnte 134 von 4790 Schrauben (=2,8%) als ventral perforierend identifizieren. Je nach betroffenem Wirbelsäulenabschnitt sind Verletzungen von Gefäßen (Aorta, Vena cava, Vena azygos, etc.) (siehe Abb 44c), Perforationen von Hohlorganen, Hämatothorax, Pneumothorax, Trachea und Ösophagusverletzungen möglich [20,27,50,105,146,244]. Die spinale Navigation erlaubt wie oben geschildert die adäquate Bestimmung der geeigneten Schraubenlänge. Im Navigationszeitalter haben ventrale Perforationen daher eher Seltenheitswert.

Zervikale transpedikuläre bzw. transartikuläre C1/C2 Instrumentierungen erfreuen sich auch Dank der Navigationsunterstützung immer größerer Beliebtheit mit vielversprechenden klinischen Resultaten[150,174]. Dennoch darf aufgrund der schmalen Pedikeldurchmesser das Risiko von neurovaskulären Verletzungen nicht unterschätzt werden. Besonders gefährdet ist hierbei die A. vertebralis mit oft variablen Verlauf [151,174,200,258]. Anatomische Studien fanden bei 30 - 87,5% zervikaler Pedikelschrauben Kortikalisverletzungen[8,48,108,172]. Dies kann zu Schäden des Rückenmarkes, der Spinalwurzeln, der Facettengelenke sowie Einengungen des Foramen transversariums führen[1]. Bislang existieren nur wenige klinische Studien, welche die Inzidenz derartiger Komplikationen thematisiert. Kast[118] berichtete bei 2 von 26 Patienten (=7,7%) über neu aufgetretene, neurologische Störungen wegen Schraubenfehlage. Bei einem Patienten (=3,8) erfolgte daraufhin die operative Revision. In der bislang größten Studie mit 180 Patienten und 712 zervikalen Pedikelschrauben verzeichnete Abumi [2] eine Gesamtkomplikationsrate von lediglich 2,7%. Darunter waren zwei Nervenwurzelverletzungen sowie eine Verletzung der A. vertebralis. Eine Sonderform der zervikalen Stabilisierung stellt die atlantoaxiale Fixierung nach Magerl[157] mit transartikulärer Schraubeneinbringung in C1 und C2 dar. Den sehr guten biomechanischen Ergebnissen mit Fusionsraten von bis zu 95- 100% [41,60,78,176] steht die Gefährdung der direkt unter dem C1/C2 Gelenk oft variabel verlaufenden Vertebralarterie gegenüber[178]. Die Literaturangaben schwanken dabei zwischen 0 - 11,1%[37,78]. In einer großen, retrospektiven Multizenterstudie kam Wright [258] auf eine Rate von 2,4% dokumentierter und 1,7% verdächtigter Gefäßverletzungen. In unserem Patientenkollektiv mit 20 implantierten

C1/C2 Schrauben trat bei einem Patienten (1/20 =5%) eine derartige Komplikation auf (siehe 3.4.2). Insgesamt gibt es eine hohe Variabilität der klinischen Manifestation nach Verletzungen der Vertebralarterie durch Schrauben-fehllage. Diese reichen von asymptomatischen Patienten nach bilateralem Verschluss durch zu lange Massa lateralis Schrauben bei Stoffel [19,239] bis zu tödlichen Verläufen [78,194].

Die Frage, inwieweit die intraoperative Revision von insgesamt 10 Schrauben bei 8 Patienten ernsthafte neurologische oder vaskuläre Schäden mit einer Notwendigkeit zur operativen Revision verhindert hat, lässt sich abschließend nicht exakt beantworten. Mit einer durchschnittlichen Pedikelabweichung von 4,7mm (max. 9,5mm) dieser Schrauben kann jedoch von einem nicht unerheblichen Anteil ausgegangen werden.

Im thorakalen und zervikalen Bereich lassen sich Einschneidungen des Schraubengewindes in die Pedikelwand bei schmalen Pedikeln oftmals nicht vermeiden[49,142,242]. Bei den 91 thorakalen Schrauben zeigten 12 (=13%) eine Perforation ≤ 1 mm, was der Gewindetiefe der Pedikelschrauben entspricht. Bei 7 dieser Schrauben(=8%) betrug der SPQ ≥ 1 . Die Pedikelperforation war somit unausweichlich. Ein Wechsel zu geringeren Schraubendurchmessern wurde aus biomechanischen Überlegungen hierbei meist abgelehnt. Wie die Arbeit von Hahn[93] nachweisen konnte, scheinen geringe Perforationen positiv mit der Verankerungs- und somit Ausrissfestigkeit der Schrauben aus dem Pedikel zu korrelieren. Dies scheint in besonderem Maße auf geringe mediale Fehllagen zuzutreffen. Reichle[197] zeigte anhand von Kadaveruntersuchungen, dass eine seitliche Kortikalisperforation bei gleichzeitiger Einbeziehung der Gegenkortikalis durch die Schraube keine Stabilitätsnachteile mit sich bringt. Zusammenfassend ist bei weitem nicht jede Pedikelabweichung als klinisch oder biomechanisch relevant zu bewerten. In Übereinkunft mit den meisten Referenzstudien soll im nachfolgenden Literaturvergleich von einer Pedikelfehllage ab ≥ 2 mm Perforationsausmaß gesprochen werden [47,83,92,213, 221,250].

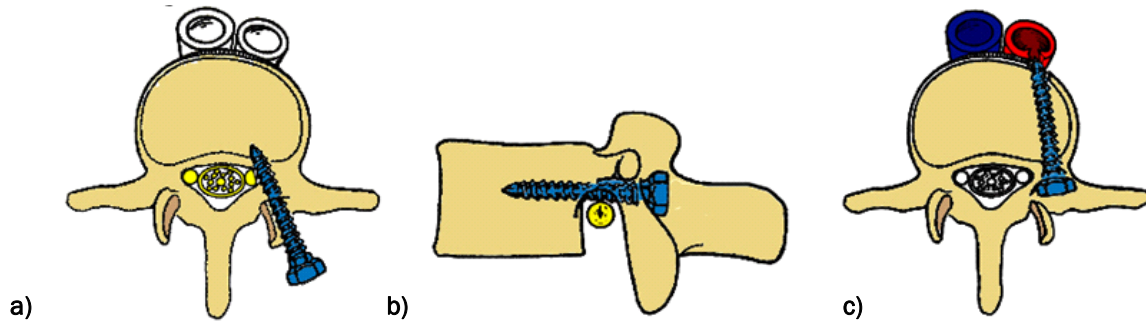


Abb 44: Mögliche Pedikelabweichungen **a) medial b) inferior c) ventral** mit Gefäßverletzung
(modifiziert nach Pinto, M.R., Spine: State of the Art Reviews 6:45. 1992).

4.4.2 Radiologische Schraubenauswertung und Fehllagen

Nach navigierter Implantation aller 350 Schrauben fanden sich zum Zeitpunkt der ersten intraoperativen CT-Kontrolle bei 20 Schrauben (=5,7%) Pedikelperforationen ≥ 2 mm. Bei 15,4% lag eine suboptimale Schraubenlage mit geringfügiger Pedikelverletzung unter 2mm vor. Die höchste Fehllagenquote zeigte sich zervikal mit 7,1%. Nach kaudal nahm die Rate mit thorakal 6,6% bzw. lumbal 5,2% der Schrauben leicht ab. Signifikante Unterschiede bestanden hinsichtlich der Rate an Fehllagen zwischen den einzelnen Wirbelsäulenabschnitten. Der höchste Anteil fehlplatzierter Schrauben fand sich im Bereich der mittleren Brustwirbelsäule (Th5-Th8) mit 10,8% Fehllagen, die niedrigste in der unteren Brust- (Th9-Th12) sowie der oberen Lendenwirbelsäule (L1-L3) mit 0% bzw. 1,6%. Insgesamt 52,6% der Schrauben wiesen eine mediale, 35,5% eine laterale, 7,9% eine kaudale und 3,9% der Schrauben eine ventrale Abweichung auf. Nach intraoperativer Revision von 10 (=50%) dieser „Problemschrauben“ und erneuter CT-Kontrolle betrug die Fehllagenrate abschließend 2,9%. Viele Arbeiten beschäftigen sich mit der Präzision der dorsalen Schraubeninstrumentierung, wobei diese meist mit der Rate fehlplatzierter Schrauben gleichgesetzt wird. Die aktuell umfassendste Metaanalyse von Kosmopoulos[130] zur Genauigkeit der transpedikulären Schraubeneinbringung mit total 12299 in vivo platzierter Pedikelschrauben, ergab mit 93,7% unter Navigationsunterstützung leichte Vorteile gegenüber dem konventionellen, nicht navigierten Vorgehen mit 86,6%. Wie die Autoren betonen, umfassen nur 50% der ausgewerteten Studien eine genaue Beschreibung der Auswertungsmethode. Unter dieser Berücksichtigung reduziert sich die Gesamtgenauigkeit auf total 86,7%. Zudem ermittelten sie insgesamt 35 verschiedene Auswertungsschemata. Trotz der somit eingeschränkten Beurteil- und Vergleichbarkeit beider Gruppen lässt sich aus den Ergebnissen eine klare Tendenz zu Gunsten der Navigation schlussfolgern. Die bislang

einzigste prospektiv randomisierte Studie von Laine[136] zeigte eine signifikante Verbesserung der Fehlplatzierungsrate von 13,4% auf 4,6% unter CT-basierter Navigation ($p=0.006$). Der folgende Literaturvergleich zur navigierten Pedikelinstrumentierung berücksichtigt daher nur Arbeiten mit im CT ausgewerteten Schraubenlagen sowie der Angabe der genauen Pedikelabweichung.

Für die CT-basierte Navigation ergeben sich Fehlplatzierungsraten zwischen 0 und 13,7%. Die Angaben schwanken lumbal zwischen 0 und 9,4%[7,9,11,92,136,170,221,225,250]. Thorakal liegen die Raten mit 3,6 bis 13,7% erwartungsgemäß leicht höher[9,11,26,92, 218,261]. Amiot[7] konnte bei 278 größtenteils lumbal implantierten Pedikelschrauben keine Fehllage über 2mm finden. In der Arbeit von Schnake[217,218] wurde der Anteil thorakal fehlplatzierter Schrauben(≥ 2 mm) von 14,1% konventionell auf 4,3% unter CT-Navigation gesenkt. Trotz CT-Navigation berichten mehrere Arbeiten von nicht unerheblichen, erst postoperativ mittels CT detektierten Fehllagen. Bei Arand[9,11] zeigten sich lumbal Fehllagen bis maximal 7mm, thorakal gar von bis 12mm. Bei Schnake[217,218] lagen zwei thorakale Schrauben (= 1%) in der 6-8 mm Gruppe. Im zervikalen Bereich liegen bislang nur wenige Studien zur CT-Navigation vor[116,118,149,150,201]. Richter[201] fand lediglich 3% fehlplatzierter zervikaler Pedikelschrauben, welche jedoch alle als nicht revisionsindiziert gewertet wurden. In der Arbeit von Kast [118] fanden sich 22% kleine und 10% große Pedikelperforationen. Studien und Berichte zur navigierten C1/C2 Instrumentierung sind selten[3,61,223]. Acosta[3] ermittelte 8,3% nicht zufriedenstellende Schraubenlagen. In der vorliegenden Arbeit traf dies auf 2 von 20 Schrauben(10%) zu, wobei eine Schraube letztendlich intraoperativ revidiert werden musste (siehe 3.2). Bei Weidner[248] fanden sich bei 72 atlantoaxialen Schrauben keine knöchernen Perforationen oder Fehllagen. Trotz der teilweise sehr guten Ergebnisse unter Navigation kann wie von Seichi[223] angeführt keine hundertprozentige Schraubengenauigkeit garantiert werden. Die intraoperative Lagekontrolle mittels iCT oder 3D-Bildwandler scheint daher additiv einen äußerst wertvollen Beitrag zur Risikominimierung neuer neurologischer Defizite nach Instrumentierung liefern zu können.

In Einklang mit unseren Ergebnissen fand sich bei Youkilies[261] mit 16,7% und Ebmeier[46] mit 20,5% die prozentual höchste Fehllagenquote im Bereich der mittleren BWS.

Arbeiten über die Nutzung eines intraoperativen Computertomographen zur Akquisition des CT-Navigationsdatensatzs in finaler Operationslagerung konnten lumbal mit 0 bis 3,7% [46,90,92] und thorakal mit 0 bis 6,3% [45,90,92] insgesamt geringfügig weniger Fehllagen eruieren. Ebmeier[46] ermittelte bei 1145 thorakolumbal implantierten Pedikelschrauben insgesamt 48 Fehllagen(=5,1%). Die Rate fehlplatzierter Schrauben bewegte sich in unserem Kollektiv mit lumbal 5,2% und thorakal 6,6% auf vergleichbarem Niveau. Durch die intraoperative Lagekorrektur von 9 thoracolumbalen Schrauben betrug der Anteil an Fehllagen abschließend 2,6 bzw. 3,3%. Die Registrierung der CT-Bilddaten via separat implantierter Titanmarker scheint insgesamt im Vergleich zum Matching anhand anatomischer Landmarken (Surface/Regionmatching) mit einer etwas höheren Gesamtgenauigkeit(siehe 7.9) behaftet zu sein[90,92].

Die bisherigen Ergebnisse zur Navigation mit dem 3D-Bildwandler lassen eine weitere Senkung der Fehllagen vermuten. Geerling[74] konnte in einem experimentellen Setup am künstlichen Wirbelsäulenmodell tendenziell bessere Werte der Bild-zu-Realität-Genauigkeit für den 3D-Bildwandler im Vergleich zu CT-Navigation nachweisen. Dies lässt sich größtenteils mit der automatischen Registrierung der Bilddaten, welche das fehleranfällige „anatomical matching“ umgeht, erklären. Klinische Studien zur Häufigkeit von thorakolumbalen Fehllagen bewegen sich zwischen 0% und 9,6% [83,101,140,245,250]. Grützner[83] fand bei 302 navigationsgestützt implantierten Pedikelschrauben lediglich 5 Fehllagen(= 1,7%). In der Arbeit von Holly kam es zu einer Fehllagenrate von 3,2%. Alle Fehllagen waren thorakal lokalisiert, was 4,7% aller thorakalen Schrauben entsprach. Die vorläufigen Ergebnisse zum O-Arm Systems bewegen sich auf 3D-Bildwandlerniveau[186].

Die oben vorgestellte, fluoroskopische Navigation basiert auf intraoperativ akquirierten, konventionellen 2D-Röntgenaufnahmen. Die Ergebnisse nach postoperativer CT Schraubenevaluation schneiden mit lumbal zwischen 2,8 und 11,1% [11,12,66,68,250] Fehllagen bzw. thorakal mit zwischen 9 und 26,3%[11,12,66] tendenziell schlechter ab als die 3D-Navigationsverfahren.

4.5 Operationskomplikationen und Revisionseingriffe

Jeder 13. Patient musste sich im Erfassungszeitraum einer im Eingriff begründeten, operativen Revision unterziehen. Dies entspricht 7,6% aller Patienten. Dabei handelte es sich in 3 Fällen um Wundrevisionen bei oberflächlichem bzw. tiefem Wundinfekt, zwei

Liquorfisteln sowie einer Hämatomrevision. Die retrospektive Analyse von 182 thorakolumbalen navigierten Stabilisierungen aus einem siebenjährigen Vergleichszeitraum ergab eine Gesamtrevisionsrate von 10,4%. Nach dorsaler Instrumentierung schwankt diese in der Literatur zwischen 0 und 31,0 % [7,32,40,79,110,115,116,148,164,187,205,267]. Hiervon ausgeschlossen sind planmäßige Schraubenentfernungen, die von manchen Autoren durchgeführt werden. Eine der häufigsten Komplikationen mit Angaben zwischen 0-7,3 % [32,40,77,79,110,115,116,126,148,164,187,239,267] stellt hierbei die operative Revision bei oberflächlichen bzw. tiefen Wundinfekten dar. Ein erweiterter Fusionsumfang und damit eine verlängerte Operationszeit sind neben dem Hauptrisikofaktor des Diabetes mellitus als Risikofaktoren beschrieben[77]. Mit einer Rate von 3,8% bewegt sich unser Wert im Normbereich. Durch die großzügige, sterile Abdeckung des Patienten kann eine Kontamination des Operationssitus während des iCT-Scans vermieden werden. Bei zeitlich verlängerten Eingriffen erfolgte zur Infektprophylaxe zusätzlich zur präoperativen auch eine intraoperative Antibiotikagabe. Durch ein eher aggressives Vorgehen bei Wundinfektion mit einer frühzeitigen chirurgischen Wiedereröffnung mit Spülung und ggf. Debridement konnte im Vergleich zu anderen Autoren[267] die sonst u.U. notwendige Hardwareentfernung verhindert werden. Bei 1680 PLIF-Operationen verzeichneten Greiner-Perth[79] in 1,5% der Fälle Reoperationen aufgrund von Wundinfekten. Glasmann kam auf eine Gesamtrate von 4,2% mit 1,6% oberflächlichen und 2,6% tiefen Wundinfekten[77]. Bei Masferrer betrug der Anteil 5,3% bei einer Gesamtreoperationsrate von 8,6%[164]. Mit einem Anteil von 1,6% bewegen sich die Werte in unserem navigierten, retrospektiven Referenzkollektiv ebenfalls auf niedrigem Niveau.

Die Werte zu revisionsbedürftigen, postoperativen Hämatomen bzw. persistierenden Liquorfisten liegen in der Literatur ebenfalls im niedrigen einstelligen Prozentbereich [126,164,187]. Trotz der mikrochirurgischen Versorgung intraoperativ aufgetretener Duraverletzungen mittels Naht und ggf. Fibrinpatch bzw. Kleber kam es bei 2 Patienten (=2,6%) zu persistierenden Liquoraustritt. In keinem der Fälle konnte eine Schraubenfehlage bzw. deren vorausgehende, intraoperative Revision (z.B. durch Duraverletzung) als Revisionsgrund eruiert werden. Andere Revisionsursachen wie explorative Eingriffe bei neu aufgetreten, neurologischen Beschwerden [187], Rezidivvorfälle bei verbliebenen, intradiskalem Material [110] oder Cage Dislokationen [189] sind selten und wurden in der vorliegenden Arbeit nicht beobachtet. Ebenfalls kam es zu keiner

Schrauben- bzw. Materialentfernung bedingt durch Schraubenfehllage oder Materialversagen. Im historischen Vergleichskollektiv kam es in 4,4% der Patienten zur operativen Schraubenkorrektur. Mit einem p-Wert von 0.059 verfehlte er das geforderte Signifikanzniveau von 0.05 knapp, lässt aber trotz des begrenzten Patientenkollektivs einen deutlichen Trend nachweisen. Die genauen Gründe zur relativ hohen Revisionsrate im navigierten Vergleichskollektiv konnten retrospektiv nicht eruiert werden. Nur wenige Autoren berichten über Schraubenrevisionen wegen Fehllagen, wobei die Spannweite hierbei von 0 – 9,3 % reicht [27,79,126,148,202,239]. Bei Stoffel [19,239] wurden insgesamt 9 von 314 zervikalen Schrauben als suboptimal bzw. revisionsbedürftig gewertet. Letztenendlich mussten 5 Schrauben operativ revidiert werden. Bei Ludwig [148] kam es bei 6 von 91 Patienten (=6,6%) wegen Schraubenfehllage nach thorakolumbalen Stabilisierung bei Wirbelkörperfrakturen zur operativen Korrektur. Berichte über notwendige, operative Lagekorrekturen nach navigierter Schraubenimplantation liegen bislang nur aus einer Arbeit vor. Bei Schnake[218] musste bei einem Patienten (= 2,3%) eine thorakal über 6 mm medial fehlplazierte Schraube revidiert werden. Literaturquellen zur Häufigkeit von Reoperationen aufgrund von Implantversagen durch Schraubenbruch bzw. Lockerung der Schrauben-Stab-Verbindung schwanken zwischen 0 und 16,9% [40,79,205,239,267].

Inwieweit sich aus den in unserer Arbeit insgesamt zehn intraoperativ revidierten Schrauben, davon vier Schrauben mit Fehllage > 4mm, Reoperationen haben vermeiden lassen, lässt sich abschließend nur hypothetisch beantworten. Der zusätzliche Informationsgewinn durch die hochauflösende CT-Bildgebung bleibt in diesem Zusammenhang jedoch unbestritten.

4.6 Praktikabilität und Workflow

In der vorliegenden Arbeit sollte auch die Frage geklärt werden, inwieweit sich die intraoperative Computertomographie mit integrierter Navigation in einem zeitlich und logistisch vertretbaren Rahmen bzw. Aufwand in die klinische Routine eingliedern lässt. Im Sinne einer Workflow-Analyse erfolgte die intraoperative Erfassung definierter Zeitintervalle basierend auf bestehenden Lagerungs- und Anästhesieprotokollen. In einer Modellrechnung, ausgehend von einem prä- als auch intraoperativen Scan verlängert sich die OP-Zeit um ca. 20 Minuten. Als Gründe hierfür können z.B. die notwendige Kalibrierung des CT-Scanners vor bzw. während der Anästhesieeinleitungsphase sowie der notwendige Sicherheitscheck und die Navigationsbildgebung während der Lagerungsphase angeführt werden. Jeder

zusätzliche Scan bedeutete additiv weitere 9 min. Der Vergleich der Schnitt-Naht-Zeit bei nicht gleich verteilten Indikationen, Wirbelkörperhöhen und Operationsumfängen (Dekompression, Cages, Wirbelkörperersatz) in beiden Gruppen zeigte sich nicht als sinnvoller Ansatz und wurde daher nicht weiter verfolgt. Die Literaturangaben zeigen mit unseren Erfahrungen vergleichbare Ergebnisse. Matula[165] beziffern die Operationsverlängerung durch die intraoperative CT-Nutzung bei kraniellen Eingriffen auf etwa dreißig Minuten. Wie Koos[128] betonen sie die Vorteile eines solchen „geschlossenen Systems“. Im Vergleich zum gängigen „offenen System“ mit sowohl der prä- als auch der postoperativen Bildgebung in einer örtlich getrennten radiologischen Abteilung erfolgen hier alle einzelnen Arbeitsschritte in einem Raum. Neben der verbesserten Logistik mit der Minimierung von Patiententransporten betonen beide den positiven Einfluss auf die Gesamtkonomie im Behandlungsablauf. Im Literaturvergleich muss pro intraoperativer CT-Untersuchung mit zusätzlichen 5-20 Minuten [46,64,82,135,238] gerechnet werden. Die Dauer ist hierbei für alle chirurgischen Subdisziplinen in etwa gleich. So berichtet Stieve[238] von einer Gesamtdauer von 20 min bei HNO Interventionen. Grunert[82] spricht bei kraniellen Eingriffen von einer Operationsunterbrechung von 15 min. Ebmeier[46] gibt bei vergleichbaren spinalen Instrumentierungen eine Spannweite von 5-12min pro Scan an. Im Sinne einer Lernkurve konnten in der vorliegenden Anwendungsbeobachtung die Scanzeiten konsekutiv gesenkt werden. Betrug diese anfangs noch bis zu 14 Minuten, konnten wir eine Reduzierung auf teilweise knapp 4 Minuten erreichen (Ø 9min). Eine möglichst kurze Operationsunterbrechung darf jedoch nicht auf Kosten einer gewissenhaften Beurteilung der erhobenen Bilddaten gehen. Unser Konzept - d.h. ein Operateur bleibt steril eingekleidet, während der andere die Bedienung und Auswertung der Bilddaten übernimmt - scheint hierfür ein geeigneter Lösungsansatz zu sein, um unmittelbar nach CT-Untersuchung mit dem Eingriff fortfahren zu können. Die Workflow-Analyse von Matula[165] kommt zum Schluss, dass sich mit Neuronavigation und intraoperativer CT-Bildgebung etwa 20% der Gesamtliegezeit des Patienten im Vergleich zum konventionellen Behandlungsablauf einsparen lassen. In einer Hochrechnung berechnen sie eine Gesamtzeiterparnis eines derart ausgerüsteten Operationssaals trotz Operationsverlängerung von knapp 55 Stunden pro 6 Monate. Sie führen dies vor allem auf die reduzierte Inzidenz von Revisions bzw. Sekundäreingriffen zurück. Weitere zeitliche Einsparungen ergeben sich durch den Wegfall der sonst üblichen präoperativen Schraubenplanung sowie des Datentransfers. Die

Literaturangaben hierfür bewegen sich durchschnittlich zwischen 35 und 45min[9,136,218], was gerade bei Notfallpatienten eine gewisse Vorlaufzeit voraussetzt.

Bei 12 der 79 Patienten traten während der Navigation bzw. der Bedienung des Computertomographen Probleme auf, welche zeitliche Verzögerungen bedingten. Dennoch konnten alle Schrauben navigationsgestützt implantiert werden. Andere Studien berichten über höhere Problemraten. So berichtet Schnake[218] über präoperative Probleme bei 40% der Patienten mit CT-basierter Navigation. Dies machte bei 21,4% der Patienten nur die partielle Navigationsunterstützung der geplanten Schrauben möglich. Bei einem Patienten musste komplett konventionell operiert werden. Laine[137] berichten über eine mit 18% leicht geringe Ausfallrate. In anderen Studien bewegt sich diese Quote zwischen 10 und 15% [9,11,71,136,221]. Die Gründe hierfür lagen meist in zu schmalen Datensätzen, welche nicht die Gesamtheit der zu instrumentierenden Wirbelkörper erfassten, bzw. technischen Problemen wie Formatierungsfehler oder unzulässigen Aufnahmeparametern.

4.7 Strahlenbelastung

Bei der Beurteilung und Bewertung der unter Computernavigation bzw. konventioneller C-Arm-Bildgebung verursachten Strahlenbelastung, muss neben der Nutzstrahlung am Patienten auch die Einwirkung der Streustrahlung auf den Chirurgen und das OP-Personal berücksichtigt werden. Gerade die beiden letztgenannten Personengruppen sind im Gegensatz zum Patienten der Belastung beinahe täglich ausgesetzt[72]. Nur wenige Arbeiten und Studien beschäftigten sich bisweilen mit dieser Fragestellung, wobei meist jedoch die einzelnen Bildgebungsmodalitäten streng miteinander verglichen werden. In der Realität kommen jedoch meist mehrere Strahlenquellen pro Fall zum Einsatz, was die Berechnung einer kumulativen Strahlenbelastung deutlich erschwert. Wie in unserem Fall nutzen auch andere Arbeitgruppen[72,83,250] intraoperativ neben der Computernavigation weiterhin den Bildwandler, bei welchen die Nutzungsdauer jedoch deutlich reduziert wurde. Bei sonst üblichen C-Bogen-Nutzungszeiten von 3 - 6,3 Minuten [72,195,233,250] betrug diese in unserem Kollektiv durchschnittlich nur noch 1,8 Minuten ($\pm 1,2$ SD), was eine deutliche Reduktion der Strahlenbelastung für das medizinische Personal bedeutet. Unabhängig davon fielen pro Patient durchschnittlich 2,3 CT-Untersuchungen an. Hierbei 1,1 CTs prä- und 1,2 CTs intraoperativ. Das Plus von 0,3 CT-Scans pro Fall im Vergleich zur Routine unter konventioneller CT Navigation, mit einem standardisierten prä- als auch einem

postoperativen Scan, lässt sich aus unserer Sicht durch den diagnostischen Zugewinn und die potenzielle Reduktion von Revisionseingriffen durch insuffiziente Implantatlage rechtfertigen. Da der Großteil der Patienten bei erstmaliger Vorstellung in unserer Klinik bereits ein diagnostisches CT bzw. MRT auswärtig erhalten hatten, konnte in der Regel auf weitere präoperative CT-Diagnostik verzichtet werden.

Die vorläufigen Ergebnisse zur Strahlenbelastung der einzelnen Navigationsmodalitäten im Vergleich zur konventionellen, bildwandlergestützten Instrumentierung zeigen die kumulativ niedrigsten Werte für die fluoroskopische Navigation[122,143]. In der Arbeit von Kim[122] konnte die Gesamtnutzung des Bildwandler um insgesamt 61,2% gesenkt werden. Schaeren[212] errechnete für die CT-Navigation eine um den Faktor 15 erhöhte, effektive Strahlendosis gegenüber der Anwendung des C-Bogens (7,27 vs. 0,48mSv). In der Phantommessreihe von Slomczykowski[233] unter Verwendung eines Spiral-CT war die Dosis um den Faktor 3 erhöht (1,0 vs 3,0 mSv). Wie die Arbeit von Schmidhuber[216] zeigen konnte, liegen die Dosiswerte für den intraoperativen 3D-Bildwandler (Siremobil IsoC^{3d}) beim Standard-LWS-Protokoll (100 Projektionen/Automatikmodus) auf dem Niveau eines vergleichbaren LWS-CT (2,55 vs 2,19mSv). Aufgrund der höheren Streustrahlung zeigte sich jedoch eine um den Faktor 1,7 höhere Gonadendosis im 3D-Bildwandler. Arbeiten zur Strahlenbelastung des O-Arm liegen bislang nicht vor. Im Sinne eines aktiven Strahlenschutzes sind Ansätze wie von Ebmeier[45] und Haberland[92] mit dosisreduzierten, intraoperativen iCT-Untersuchungen zur Lagekontrolle nach Instrumentierung (3 statt 2 mm iCT-Schichtdicke) in Zukunft weiter zu verfolgen.

4.8 Stand der spinalen Navigation und Zukunftsausblick

Knapp 15 Jahre nach den ersten Berichten über die navigierte Schraubeninsertion[181,211] an der Wirbelsäule scheint trotz zahlreicher, klinischer und experimenteller Studien noch kein Konsens über deren endgültige Wertigkeit und Nutzen gefunden zu sein. In einer 2006 von Schröder[219] publizierten Umfrage der deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie sind 53% der Kliniken mit einer zur spinalen Navigation fähigen Navigationseinheit ausgestattet, 11% können ein Gerät einer anderen Abteilung nutzen und 36% haben keine Navigation zur Verfügung. Immerhin 58% der ohne Navigation ausgerüsteten Institute würden gerne mit Navigation arbeiten. Auf der anderen Seite glauben insgesamt 37% aller Befragten nicht, dass durch die spinale Navigation die Sicherheit der transpedikulären Schraubeneinbringung

verbessert wird. Die Hauptanforderung an die Navigation besteht in der Steigerung der Präzision der Intervention. Die Präzision ist hierbei maßgeblich abhängig von der Gesamtgenauigkeit der optoelektronischen Navigationssysteme, welche aktuell bei zirka 1-2mm liegt[63,74,90,181]. Marciunas[154] versteht darunter die Summe aller klinisch relevanten Messabweichungen, welche durch die verschiedenen Prozess- bzw. Arbeitsschritte hervorgerufen werden. Diese beinhalten u.a. Ungenauigkeiten in der Bildgebung, der Registrierung sowie der technischen Genauigkeit des Navigationssystems. In diesem Zusammenhang spricht Schlenzka[214] von einer Grenzgröße des zu navigierenden Objektes von 3,5mm. Damit erfahren die heute gängigen Navigationssysteme trotz konsequenter Verbesserungen gerade in anatomisch anspruchsvollen Regionen wie der Hals- und Brustwirbelsäule weiterhin gewisse Grenzen. Bei thorakalen Pedikelweiten von teilweise unter 5 mm sind geringfügige Pedikelperforationen (< 2mm) somit vorprogrammiert [218]. Die Computernavigation dient daher als Hilfs- bzw. Zusatzinstrument und nicht als Ersatz für chirurgische Anatomiekenntnisse. Der Chirurg muss jederzeit wachsam sein für mögliche „Fehler“ und Ungenauigkeiten der Navigation, um im Ernstfall gänzlich seinen eigenen anatomischen Kenntnissen zu vertrauen, anstatt blind der Technologie zu folgen. Die anfänglich unausweichliche Lernkurve setzt daher vom Operateur nach wie vor ein hohes Maß an Fach- und Sachkenntnissen voraus[10,69,70]. Unabhängig von der verwendeten Navigations- bzw. Bildgebungsmodalität ist die Qualität der Patient-zu-Bild-Registrierung zum Operationszeitpunkt die die Genauigkeit der Navigation am meisten beeinflussende Arbeitsschritt[167,237]. Die von vielen Herstellern propagierten Präzisionsangaben im Submillimeterbereich mögen unter Laborbedingungen machbar sein, scheitern jedoch in der klinischen Anwendung[44,162,163,175]. Die Aussagekraft der vom Navigationssystem berechneten Genauigkeit (RMS) als Fehler der Matrixtransformation zwischen Punkten des virtuellen Bildraumes und der chirurgischen Realität muss daher in diesem Zusammenhang kritisch hinterfragt werden, da die wahre Präzision der Registrierung teilweise nicht richtig abgebildet wird und somit eine Gefahrenquelle darstellt[21,237]. Eine ausgiebige Überprüfung des Registrierungsergebnisses ist somit in jedem Fall obligat[162]. Die durch die Navigationsbildgebung in finaler Operationslagerung gewonnene Präzisionssteigerung ließ sich in der vorliegenden Arbeit rechnerisch nicht quantifizieren, erlaubte aber nach entsprechender „Verifikation“ teilweise die sichere Navigation bis 5 Wirbelkörper unterhalb des initial registrierten Wirbelkörpers. Andere Arbeiten konnten

unsere Erfahrungen diesbezüglich bestätigen[24,191]. Mit einer abschließenden Gesamtfehlagenquote von 2,9% konnte eine deutliche Präzisionssteigerung im Vergleich zu konventionellen Instrumentierungen gezeigt werden. Auf dem Navigationssektor scheint unser Setup auch mit den aktuellen intraoperativen 3D-Bildwandlersystemen mit vernetzter Navigation (Arcadis Orbic, O-Arm) konkurrieren zu können.

Der verwendete „High-Tech“-Operationssaal kann sicherlich als Maximal- bzw. Luxusvariante der gegenwertig erhältlichen Systeme angesehen werden. Aufgrund der hohen Anschaffungs- und Investitionskosten bleibt die Installation somit großen Kliniken der Maximalversorgung vorbehalten. Durch ein multidisziplinäres Nutzungskonzept aus Neurochirurgie (Kopf und Wirbelsäule), Unfallchirurgie bzw. Orthopädie, Hals-Nasen-Ohrenheilkunde sowie weiteren chirurgischen Subdisziplinen kann eine wesentliche Verbesserung der Auslastung und damit der Kosten-Nutzen-Relation einer solchen Einheit erreicht werden. Die in die kraniale Navigationssoftware bereits implementierte, automatische Registrierung der CT-Daten wird in Kürze auch für die Wirbelsäule verfügbar sein (siehe Abb. 45). Die bislang notwendige chirurgische Exposition zur oberflächenbasierten Registrierung wird somit obsolet. Insgesamt kann neben einer weiter gesteigerten Präzision der Instrumentierung eine Ausweitung des Anwendungsspektrums für minimalinvasive perkutane, ventrale und thorakoskopische Zugänge in naher Zukunft erwartet werden.

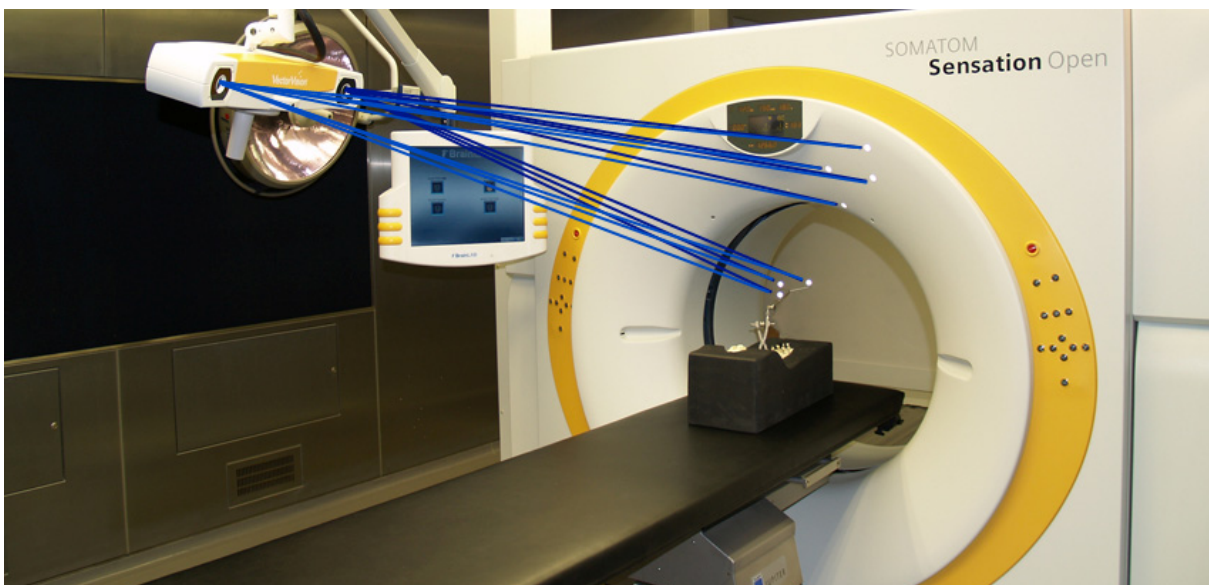


Abb. 45: Prinzip der automatischen Registrierung: Tracking der CT-Gantry und des navigierten Objektes

5 Zusammenfassung

Die stabilisierende Wirbelsäulenchirurgie erfordert ein Höchstmaß an Präzision um potentiell schwerwiegende Komplikationen zu vermeiden und um den langfristigen suffizienten Implantatsitz zu gewährleisten. In den letzten Jahren wurden verschiedene computergestützte Navigationssysteme eingeführt, alle mit dem Ziel der exakteren intraoperativen Umsetzung operativer Schlüsselschritte. Im Zentrum des Interesses steht hierbei vor allem die Genauigkeit der Schraubenplatzierung. An Hand der in der Regel präoperativ gewonnenen Bilddaten kann der Operateur die Position der Instrumente exakt am Monitor überwachen und diese im jeweiligen Bildvolumen zwei- oder dreidimensional in Echtzeit navigieren. Eine Vielzahl von Studien belegt mittlerweile den wertvollen additiven Nutzen derartiger Technologien. Dennoch bestehen weiterhin Restrisiken für relevante Schraubenfehlagen. Diese ergeben sich aus möglichen intersegmentalen Lageveränderungen zwischen der präoperativen Bildgebung und der später im Operationssaal tatsächlichen Patientenlagerung, sowie aus Ungenauigkeiten der Bilddatenregistrierung. Eine weitere Problematik zeigt sich in der teilweise nur insuffizient durchführbaren intraoperativen fluoroskopischen Kontrolle zur Lagebeurteilung der eingebrachten Schrauben. Ziel dieser prospektiven und konsekutiven Anwendungsbeobachtung war daher die Evaluation navigierter transpedikulärer bzw. transartikulärer spinaler Spondylodesen mit Hilfe der unmittelbar präoperativen Datenakquirierung in finaler Operationslagerung und anschließender intraoperativer CT-Kontrolle (iCT).

Im Zeitraum von 2/2006 bis 6/2008 wurden bei insgesamt 79 Patienten [lumbale (n=42), thorakale (n=15) und zervikale (n=10) Pathologien] eine navigierte transpedikuläre bzw. transartikuläre Spondylodese unter Einsatz eines fest im Operationssaal installierten Computertomographen durchgeführt. Der 40-Zeilen-CT-Scanner (Siemens Somatom Open®) ist auf einer im Boden installierten Schienenkonstruktion fahrbar und kann jederzeit über dem fest positionierten, röntgendurchlässigen Operationstisch (Trumpf Jupiter®) zur CT-Untersuchung plaziert werden. Die präoperativ in der endgültigen Operationsposition des Patienten gewonnenen Daten wurden in ein rahmenloses Infrarot basiertes Neuronavigationssystem (VectorVision Sky, BrainLAB®) importiert, mit dessen Hilfe die Schraubenplatzierung durchgeführt wurde. Nach der Instrumentierung wurde die korrekte Schraubenlage sofort durch ein intraoperatives CT (iCT) kontrolliert. Neben dem Einfluss

der intraoperativen CT-Kontrolle auf den Operationsverlauf sowie auf notwendige Reoperationen, sollte die Präzision der navigierten Schraubeninstrumentierungen untersucht werden. Zur Analyse und Bewertung des veränderten, operativen „Workflows“ erfolgte die Gegenüberstellung mit einem historischen, ebenfalls navigierten Referenzkollektives. Für die Evaluation des klinischen Verlaufes wurde das Gesamtergebnis des Eingriffes jeweils eine Woche sowie drei Monate postoperativ mit den Kriterien nach Odom bewertet.

Der automatisierte Datenimport der CT-Daten für die Navigation gelang in allen Fällen. Die vom System errechnete Systemgenauigkeit der intraoperativen, regionenbasierten Registrierung betrug 1,0mm (\pm 0,3mm), während die anatomische und fluoroskopische Kontrolle der Landmarken die suffiziente Registrierungsgenauigkeit bis zu 5 Wirbelkörper unterhalb des initial registrierten Wirbelkörpers anzeigte. Anhand der intraoperativen CT-Kontrolle wurde bei 10/350 (=2,9%) Schrauben die Indikation zur Revision gestellt. Somit ergaben sich bei 10,1% der Patienten unmittelbar Änderungen im Operationsverlauf. Betrug die durch Schraubenfehlage bedingte Reoperationsrate im navigierten Vergleichskollektiv noch 4,4%, konnte diese in der vorliegenden Serie auf 0% gesenkt werden ($p > 0.05$). Die radiologische Auswertung der Schraubenlagen zeigte bei 10/350 Schrauben (= 2,9%) Pedikelabweichungen ≥ 2 mm bzw. unzufriedenstellende Schraubenverläufe. Eine geringfügige Pedikelverletzung (< 2 mm) wurde in 15,4% der Schrauben gemessen. Die zusätzlichen, präoperativen Arbeitsschritte (Sicherheits-Check, Navigations-CT und Datentransfer) bedeuteten einen zeitlichen Mehraufwand von 14,4 min (\pm 6 min). Die zur intraoperativen CT-Kontrolle notwendige Operationsunterbrechung betrug durchschnittlich 9 min (\pm 2.5 min). Im postoperativen Verlauf zeigte sich eine statistisch hochsignifikante Verbesserung ($p < 0.001$, Odom nach 1.Woche $2,6 \pm 0,6$ zu $1,9 \pm 0,7$ nach 3 Monaten) des Gesamtergebnisses nach Stabilisierung.

Die intraoperative Computertomographie mit direkt vernetzter Neuronavigation liefert ein hohes Maß an Präzision der Schraubenplatzierung und erhöht somit nicht zuletzt die Sicherheit für Patient und Operateur. Schraubenfehlagen können sicher erkannt und noch während des Eingriffes korrigiert werden. Die Notwendigkeit von aus insuffizientem Implantatsitz resultierenden Revisionseingriffen kann somit minimiert werden. Falls notwendig konnte zudem bereits intraoperativ die adäquate ossäre Dekompression bzw. Tumorentfernung verifiziert werden. Das System lässt sich ohne Einschränkungen für alle Wirbelsäulenabschnitte nutzen, ohne relevant den zeitlichen Workflow und die Ergonomie im

Operationssaal zu tangieren. Die hochauflösende Bildgebung mit der Möglichkeit eines Updates der Neuronavigation ist durch den intraoperativen Einsatz zu jedem Zeitpunkt möglich. Eine zusätzliche Strahlenbelastung des Patienten wird durch den Ersatz der sonst üblichen prä- und postoperativen CT-Bildgebung vermieden. Die multidisziplinäre Nutzung erhöht die Auslastung des Systems und hilft die Kosten-Nutzen-Relation einer solchen Einheit wesentlich zu verbessern.

6 Literaturverzeichnis

- 1 Abumi,K.,Kaneda,K.(1997):“*Pedicle screw fixation for nontraumatic lesions of the cervical spine*”, Spine 22:1853-1863.
- 2 Abumi,K.,Shono,Y.,Ito,M.,Taneichi,H.,Kotani,Y.,Kaneda,K.(2000):“*Complications of pedicle screw fixation in reconstructive surgery of the cervical spine*”, Spine 25:962–969.
- 3 Acosta,F.L.Jr.,Quinones-Hinojosa,A.,Gadkary,C.A.,Schmidt,M.H.,Chin,C.T.,Ames,C.P.,Rosenberg,W.S.,Weinstein,P.(2005):“*Frameless stereotactic image-guided C1-C2 transarticular screw fixation for atlantoaxial instability: review of 20 patients*”, J Spinal Disord Tech 18:385-391.
- 4 Acosta,F.L.,Jr.,Thompson,T. L.,Campbell,S.,Weinstein,P.R.,Ames,C. P.(2005):“*Use of intraoperative isocentric C-arm 3D fluoroscopy for sextant percutaneous pedicle screw placement: case report and review of the literature*”, Spine J 5: 339-343.
- 5 Albee,F.H.(1911):“*Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott’s disease*”, JAMA 57: 885.
- 6 Amiot,L.P.,Labelle,H.,DeGuise,J.A.,Sati,M.,Brodeur,P.,Rivard,C.H.(1995):“*Computer-assisted pedicle screw fixation. A feasibility study*”, Spine 20:1208–1212.
- 7 Amiot,L.P.,Lang,K.,Putzier,M.et al(2000):“*Comparative Results Between Conventional and Computer-Assisted Pedicle Screw Installation in the Thoracic, Lumbar, and Sacral Spine*”, Spine 25: 606–614.
- 8 An,H.S.,Gordin,R.,Renner,K.(1991):“*Anatomic considerations for plate-screw fixation of the cervical spine*”, Spine 16(10 Suppl):548-551.
- 9 Arand,M.,Hartwig,H.,Hebold,D.,Kinzl,L.,Gebhard,F.(2001):“*Präzisionsanalyse navigationsgestützt implantierter thorakaler und lumbaler Pedikelschrauben*“, Unfallchirurg 104:1076–1081.
- 10 Arand,M.,Kinzl,L.,Gebhard,F.(2002):“*Fehlerquellen und Gefahren der CT-basierten Navigation*“, Orthopäde 31: 378–384.
- 11 Arand, M., Schempf, M., Hebold, D., Teller, S., Kinzl, L., Gebhard, L. (2003):“*Präzision der navigationsgestützten Chirurgie an der Brust- und Lendenwirbelsäule*“, Unfallchirurg 106:899–906.
- 12 Arand, M., Teller, S., Gebhard, F., Schultheiss, M., Keppler, P. (2008):“*Klinische Präzision der C-Arm-Navigation an der Brust- und Lendenwirbelsäule*“, Z Orthop Unfall 146: 458–462.
- 13 Austin,M.S.,Vaccaro,A.R.,Brislin,B.,Nachwalter,R.,Hilibrand,A.S.,Albert,T.J.(2002):“*Image-guided spine surgery: a cadaver study comparing conventional open laminoforaminotomy and two image-guided techniques for pedicle screw placement in posterolateral fusion and nonfusion models*”, Spine 27:2503-2508.
- 14 Backhaus,K.,Erichson,B.,Plinke,W.,Weiber,R.(2006):“*Kreuztabellierung und Kontingenzanalyse*“, Multivariate Analysemethoden, Eine anwendungsorientierte Einführung - 11. Auflage, Springer:244-257.
- 15 Baldauf,J.,Müller,J.U.,Fleck,S.,Hinz,P.,Chiriac,A.,Schröder,H.(2008):“*The Value of Intraoperative Three Dimensional Fluoroscopy in Anterior Decompressive Surgery of the Cervical Spine*”, Zentralbl Neurochir:69: 30-34.
- 16 Baldauf,J.,Pillich,D.T.,Müller,J.,Fleck,S.,Schröder,H.(2007):“*Intraoperative 3D-Bildgebung bei der Implantation von Pedikelschrauben*“, Meeting Abstract 58. Jahrestagung DGNC 2007, Leipzig.
- 17 Bastian,L.,Knop,C.,Lange,U.,Blauth,M.(1999):“*Transpedikuläre Implantation von Schrauben im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule – Ergebnisse einer Umfrage zur Technik sowie Art und Häufigkeit von Komplikationen*“, Orthopäde 28:693-702.
- 18 Beggs,I.,Addison,J.(1998):“*Posterior vertebral rim fractures*”, Brit. Journal Radiol 71:567-572.
- 19 Behr,M.(2007):“*Posteriore Instrumentierung der Halswirbelsäule mit dem Neon-Occipito-Cervical System – Eine prospektive konsekutive Beobachtungsstudie*“, Dissertation der Rheinischen Friedrich-

- Wilhelms-Universität Bonn Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie.
- 20 Belmont, P.J.Jr., Klemme, W.R., Dhawan, A., Polly, D.W. (2001): "In vivo accuracy of thoracic pedicle screws", *Spine* 26:2340-2346.
 - 21 Benardete, E.A., Leonard, M.A., Weiner, H.L. (2001): "Comparison of frameless stereotactic systems: accuracy, precision, and applications", *Neurosurgery* 49:1409-1415.
 - 22 Berchtold (2001): "Verletzungen der Wirbelsäule", Lehrbuch Chirurgie, 4. Aufl. ISBN: 3-437-41926-x.
 - 23 Berlemann, U., Heine, P., Müller, U., Stoupis, C., Schwarzenbach, O. (1997): "Reliability of pedicle screw passessment utilizing plain radiographs versus CT reconstruction", *Eur Spine J* 6:406-410.
 - 24 Bolger, C., Wigfield, C., Melkent, T., Smith, K. (1999): "Frameless stereotaxy and anterior cervical surgery", *Comput Aided Surg* 4:322-327.
 - 25 Börm, W., König, R.W., Albrecht, A., Richter, H.P., Kast, E. (2004): "Percutaneous transarticular atlantoaxial screw fixation using a cannulated screw system and image guidance", *Minim Invasive Neurosurg* 47:111-114.
 - 26 Bostelmann, R., Benini, A. (2005): "Computernavigierte Implantation transpedikulärer Schrauben in die Lendenwirbelsäule Computer-Navigated Pedicle Screw Insertion in the Lumbar Spine", *Operat Orthop Traumatol* 17:178-194.
 - 27 Bransford R., Bellabarba, C., Thompson, J.H., Bradford Henley M. et al (2006): "The Safety of Fluoroscopically-Assisted Thoracic Pedicle Screw Instrumentation For Spine Trauma", *J Trauma* 60:1047-1052.
 - 28 Briem, D., Linhart, W., Lehmann, W., Begemann, P.G., Adam, G., Schumacher, U., Cullinane, D., M., Rueger, J.M., Windolf, J. (2006): "Computer-assisted screw insertion into the first sacral vertebra using a three-dimensional image intensifier: results of a controlled experimental investigation", *Eur Spine J* 15:757-763.
 - 29 Brinckmann, P., Biggemann, M., Hilweg, D. (1989): "Prediction of the compressive strenght of human lumbar vertebrae", *Spine* 14:606-609.
 - 30 Brooks, D., Eskander, M., Balsis, S., Ordway, N., Connolly, P. (2007): "Mobile CT in neurosurgery and intensive care", *Spine* 32:1450-1453.
 - 31 Butler, W.E., Zervas, N.T., Piaggio, C.M. (1998): "Mobile CT in neurosurgery and intensive care", *Medicamundi Philipps* 42:15-20.
 - 32 Carbone, J.J., Tortolani, P.J., Quartararo, L. (2003): "Fluoroscopically Assisted Pedicle Screw Fixation for Thoracic and Thoracolumbar Injuries: Technique and Short-Term Complications", *Spine* 28:91-97.
 - 33 Castro, W., Halm, H., Jerosch, J., Malms, J., Steinbeck, J., Blasius, S. (1996): "Accuracy of pedicle screw placement in lumbar vertebrae", *Spine* 21:1320-1324.
 - 34 Clark, C.R. (1994): "Rheumatoid involvement of the cervical spine. An overview", *Spine* 19:2257-2258.
 - 35 Cloward, R.B. (1963): "Lesions of the intervertebral discs and their treatment by interbody fusion methods. The painful disk", *Clin Orthop* 27:51-77.
 - 36 Cloward, R.B. (1953): "The Treatment of ruptured intervertebral disc by vertebral body fusion. Indications, operative technique, after-care", *J. Neurosurgery* 154; 154-168.
 - 37 Coric, D., Branch, C.L.Jr, Wilson, J.A., et al. (1996): "Arteriovenous fistula as a complication of C1-2 transarticular screw fixation: case report and review of the literature", *J Neurosurg* 85:340-343.
 - 38 Damadian, R. (1971): "Tumor detection by nuclear magnetic resonance", *Science* 171:1151-1163.
 - 39 Davne, S.H., Myers, S.L. (1992): "Complications of lumbar spine fusion with transpedicular instrumentation", *Spine* 17(6 Suppl):S184-189.
 - 40 Dickman, C.A., Fessler, R.G., MacMillan, M., Haid, R.W. (1992): "Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: operative technique and outcome in 104 cases", *J Neurosurg* 77:860-870.

- 41 Dickman,C.A.,Sonntag,V.K.(1998):"Posterior C1-C2 transarticular screw fixation for atlantoaxial arthrodesis", Neurosurgery 43:275-280.
- 42 Diethelm,L.(1956):"Über ein Röntgen-Durchleuchtungsgerät mit Bildverstärker", Röntgen-Blätter 9:216-226.
- 43 Denis,F.(1993):"The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar Spinal injuries", Spine 8:817-831.
- 44 Dorward,N.L.,Alberti,O.,Palmer,J.D.,Kitchen,N.D.,Thomas,D.G.(1999):"Accuracy of true frameless stereotaxy: in vivo measurement and laboratory phantom studies. Technical note", J Neurosurg 90:160-168.
- 45 Ebmeier,K.,Giest,K.,Kalff,R.(2003):"Intraoperative computerized tomography for improved accuracy of spinal navigation in pedicle screw placement of the thoracic spine", Acta Neurochir Suppl 85:105-113.
- 46 Ebmeier,K.,Giest,K.,Kalff,R.(2002):"Die Überprüfung von Pedikelschraubenpositionen durch intraoperative Computertomographie bei 240 navigierten Instrumentierungen der Brust- und Lendenwirbelsäule", Abstract CURAC 2002, Leipzig.
- 47 Ebmeier,K.,Kalff,R.(2004):"Intraoperative CT Imaging in computer-assisted thoracolumbar procedures and its influence on surgical decision making and post-operative results", Jahrestagung DGNC 2004, Köln.
- 48 Ebraheim,N.A.,Xu,R.,Knight,T.,Yeasting,R.A.(1997):"Morphometric evaluation of lower cervical pedicle and its projection", Spine 22:1-6.
- 49 Ebraheim,N.A.,Jabaly,G.,Xu,R.,Yeasting,R.A.(1997):"Anatomic relations of the thoracic pedicle to the adjacent neural structures", Spine 22:1553-1556.
- 50 Esses,S.I.,Sachs,B.L.,Dreyzin,V.(1993):"Complications associated with the technique of pedicle screw fixation. A selected survey of ABS members", Spine 18:2231-2238.
- 51 Euler,E.,Heining,S.,Fischer,T.,Pfeifer,K.J.,Mutschler,W.(2002):"Erste klinische Erfahrungen mit dem SIREMOBIL Iso-C3D", electromedica 70:64-67.
- 52 Euler,E.,Wirth,S.,Linsenmaier,U.(2001):"Vergleichende Untersuchungen zur Qualität der C-Bogenbasierten 3D-Bildgebung am Talus", Unfallchirurg 104:839-864.
- 53 Euler,E.,Wirth,S.,Pfeifer,K.J.,Mutschler,W.,Hebecker,A.(2000):"3D-Bildgebung mit einem mobilen isozentrischen C-Bogen", electromedica 68:122-126.
- 54 Ewing,D.R.,Pigazzi,A.,Wang,Y.,Ballantyne,G.H.(2004):"Robots in the Operating Room The History", Surg Innov 11:63-71.
- 55 Faraj,A.A.,Webb,J.K.(1997):"Early complications of spinal pedicle screw", Eur Spine J 6:324-326.
- 56 Farber,G.,Place,H.,Mazur,R.,Jones,D.,Damiano,T.(1995):"Accuracy of pedicle screw placement in lumbar fusions by plain radiographs and computed tomography", Spine 20:1494-1499.
- 57 Farey,I.D.,Nadkarni,S.,Smith,N.(1999):"Modified Gallie technique versus transarticular screw fixation in C1-C2 fusion", Clin Orthop 359:126-135.
- 58 Feldkamp,L.,Davis,L.,Kress,J.(1984):"Practical cone-beam algorithms", J Opt Soc Am A 6:612-619
- 59 Ferrick,M.R.,Kowalski,J.M.,Simmons,E.D.(1997):"Reliability of roentgenogram evaluation of pedicle screw position", Spine 22:1249-1252.
- 60 Florensa,R.,Noboa,R.,Munoz,J.,et al.(2002):"Results of C1-C2 transarticular screw fixation in a series of 20 patients", Neurocirugia 13:429-435.
- 61 Foley,K.T.,Silveri,C.P.,Vacarro,A.R.,et al.(1998):"Atlantoaxial transarticular screw fixation: risk assessment and bone morphology using an image guidance system", J Bone Joint Surg [Br]80(Suppl): 245.
- 62 Foley,K.T.,Simon,D.A.,Rampersaud,Y.R.(2001):"Virtual Fluoroscopy: Computer-Assisted Fluoroscopic

- Navigation*", Spine 26:347–351.
- 63 Foley, K.T., Smith, K.R., Smith, M.M. (1999): "Frameless stereotactic guidance of cervical spine lateral mass screw placement", In: Nolte LP, Ganz R (eds) Computer assisted orthopedic surgery (CAOS), Hogrefe & Huber: 89–98.
- 64 Freidberg, S.R., Pfeifer, B.A., Dempsey, P.K. et al. (2001): "Intraoperative computerized tomography scanning to assess the adequacy of decompression in anterior cervical surgery", J Neurosurg Spine 94: 8–11.
- 65 Frick, H., Leonhardt, H., Starck, D. (1992): "Wirbelsäule", Allgemeine Anatomie, Spezielle Anatomie I. Stuttgart, Thieme Verlag: 454–479.
- 66 Fritsch, E., Duchow, J., Grunwald, I., Reith, W. (2002): "Genauigkeit der fluoroskopischen Navigation von Pedikelschrauben", Orthopäde 31: 385–391.
- 67 Fuji, T., Oda, T., Kato, Y., Fujita, S., Tanaka, M. (2000): "Accuracy antoaxial transarticular screw insertion", 25: 1760–1764.
- 68 Fu, T., Chen, L., Wong, C., Lai, P., Tsai, T., Niu, C., Chen, W. (2004): "Computer-assisted fluoroscopic navigation of pedicle screw insertion", Acta Orthopaedica, 75: 730–735.
- 69 Gebhard, F., Kinzl, L., Arand, M. (2000): "Computerassistierte Chirurgie", Unfallchirurg 103: 612–617.
- 70 Gebhard, F., Kinzl, L., Arand, M. (2000): "Grenzen der CT-basierten Computernavigation in der Wirbelsäulenchirurgie", Unfallchirurg 103: 696–701.
- 71 Gebhard, F., Kinzl, L., Hartwig, E., Arand, M. (2003): "Navigation von Tumoren und Metastasen im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule", Unfallchirurg. 106: 949–955.
- 72 Gebhard, F., Kraus, M., Schneider, E., Arand, M., Kinzl, L., Hebecker, A., Bätz, L. (2003): "Strahlendosis im OP – ein Vergleich computerassistierter Verfahren", Unfallchirurg 106: 492–497.
- 73 Gebhard, F., Weidner, A., Liener, A.C. (2004): "Navigation at the spine", Injury, Int. J. Care Injured 35, - SA35-SA45.
- 74 Geerling, J., Gössling, T., Gössling, A., Ortega, G., Kendoff, D., Citak, M., Krettek, C., Hüfner, T. (2008): "Navigated pedicle screw placement: experimental comparison between CT- and 3D fluoroscopy-based techniques", Comput Aided Surg. 13: 157–166.
- 75 George, D.C., Krag, M.H., Johnson, C. et al. (1991): "Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pull-out strength from human cadaveric vertebrae", Spine 16: 181–184.
- 76 Gertzbein, S. (1990): "Accuracy of pedicular screw placement in vivo", Spine 15: 11–14.
- 77 Glassmann, S.D., Dimar, J.R., Puno, R.M., Johnson, J.R. (1996): "Salvage of Instrumented Lumbar Fusions Complicated by Surgical Wound Infection", Spine 21: 2163–2169.
- 78 Gluf, W.M., Schmidt, M.H., Apfelbaum, R.I. (2005): "Atlantoaxial transarticular screw fixation: a review of surgical indications, fusion rate, complications, and lessons learned in 191 adult patients", J Neurosurg Spine 2: 155–163
- 79 Greiner-Perth, R., Boehm, H., Allam, Y., Elsaghir, H., Franke, J. (2004): "Reoperation Rate After Instrumented Posterior Lumbar Interbody Fusion", Spine 29: 2516–2520.
- 80 Grob, D., Crisco, J.J., Panjabi, M.M., Wang, P., Dvorak, J. (1992): "Biomechanical evaluation of four different posterior atlantoaxial fixation techniques", Spine 17: 480–490.
- 81 Grob, D., Wursch, R., Grauer, W., Sturzenegger, J., Dvorak, J. (1997): "Atlantoaxial fusion and retrodental pannus in rheumatoid arthritis", Spine 22: 1580–1583.
- 82 Grunert, P., Müller-Forell, W., Darabi, K., Reisch, R. et al. (1998): "Basic Principles and Clinical Applications of Neuronavigation and Intraoperative Computed Tomography", Computer Aided Surgery 3: 166–173.
- 83 Grützner P.A., Beutler, T., Wendl, K., von Recum, J., Wentzensen, A., Nolte, L.P. (2004): "Navigation an der Brust und Lendenwirbelsäule mit dem 3D-Bildwandler", Chirurg 75: 967–975.

- 84 Grützner, P.A., Hebecker, A., Waelti, H., Vock, B., Nolte, L.-P., Wentzensen, A. (2003): "Clinical Study for Registration-Free 3D-Navigation with the SIREMOBIL Iso-C3D Mobile C-Arm", *Electromedica* 71 (Suppl.):6-15
- 85 Grützner, P.A., Vock, B., Schulte-Bockholt, Wentzensen, A. (2002): "Computerassistierte Operationsverfahren in der Unfallchirurgie", *Trauma Berufskrankheiten* 4 [Suppl 2]:145-152.
- 86 Gumprecht, H.K., Widenka, D.C., Lumenta, C.B. (1999): "BrainLab VectorVision Neuronavigation System: technology and clinical experiences in 131 cases", *Neurosurgery* 1:97-104.
- 87 Güven, O., Yalcin, S., Karahan, M., Sevinc, T.T. (1994): "Postoperative Evaluation of transpedicular screws with computed tomography", *Orthopedic Review* 23:511:516.
- 88 Guyer, D.W., Yuan, H.A., Werner, F.W., Frederickson, B.E., Murphy, D. (1987): "Biomechanical comparison of seven internal fixation devices for the lumbosacral junction", *Spine* 12:569-573.
- 89 Haaker, R.G., Eickhoff, U., Schopphoff, E., Steffen, R., Jergas, M., Krämer, J. (1997): "Verification of the position of pedicle screws in lumbar spinal fusion", *Eur Spine J* 6:125-128.
- 90 Haberland, N., Ebmeier, K., Grunewald, J., Hliscs, R. et Al. (2000): "Incorporation of Intraoperative Computerized Tomography in a Newly Developed Spinal Navigation Technique", *Computer Aided Surgery* 5:18-27.
- 91 Haberland, N., Ebmeier, K., Hliscs, R., Grunewald, J., Kalff, R.-L. (1999): "Intraoperative CT in image-guided surgery of the spine", *Medicamundi* 43:24-31.
- 92 Haberland, N., Eymer-Salim, D., Meinig, H., Meinig, G., Börner, M. (2002): "Intraoperative Computerized Tomography in image-guided surgery of spinal fractures", *European Journal of Trauma (Suppl)*:83-90.
- 93 Hahn, U., Andermahr, J., Isenberg, J., Päsler, M., Koebke, J., Rehm, K.E. 2003): "Wie wichtig ist die präzise Lage von Pedikelschrauben im Hinblick auf die Ausreißkräfte?", *Jahrestagung DGU 2003*
- 94 Hanley, E.N. Jr (1995): "The indications for lumbar spinal fusion with and without instrumentation", *20(24S):143-153*
- 95 Häring, R., Zilich, H. (1986): "Chirurgie des Bewegungsapparates", *Lehrbuch Chirurgie*, ISBN:3-11-009657-9.
- 96 Harms, J., Jeszensky, D., Stoltze, D. (1995): "Die operative Behandlung der degenerativen Spondylolisthese", *K. A. Matzen*:73-81.
- 97 Heiland, M., Schulze, D., Adam, G. (2003): "3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobil C-arm system (Siremobil Iso-C-3D)", *Dentomaxillofac Radiol* 32:21-25.
- 98 Heinecke, A., Hultsch, E., Repges, R. (1992): "Nichtparametrisch: Wilcoxon-Test", *Medizinische Biometrie: Biomathematik und Statistik*:164-170.
- 99 Holly, L.T., Foley, K.T. (2007): "Image guidance in spine surgery", *Orthop Clin North Am* 38:451-561.
- 100 Holly, L.T., Foley, K.T. (2003): "Intraoperative Spinal Navigation", *Spine* 28 (Suppl 15):54-61.
- 101 Holly, L.T., Foley, K.T. (2003): "Three-dimensional fluoroscopy-guided percutaneous thoracolumbar pedicle screw placement. Technical note", *J Neurosurg* 99(3 Suppl):324-329.
- 102 Hosten, N., Liebig, Th. (2000): *Computertomographie von Kopf und Wirbelsäule*, 11 *Anatomie der Wirbelsäule*, Referenz Reihe Radiologische Diagnostik, ISBN:3-13-117111-1.
- 103 Hott, J.S., Papadopoulos, S.M., Theodore, N., Dickman, C.A., MD, Sonntag, V.K.H. (2004): "Intraoperative Iso-C C-arm Navigation in Cervical Spinal Surgery Review of the First 52 Cases", *Spine* 29:2856-2860.
- 104 Hounsfield, G.N. (1973): "Computerized transverse axial scanning (tomography): I. Description of the system", *Br J Radiol* 46:1016-1022.
- 105 Hsu, K., Zucherman, J., Krag, M. (1996): "Complications of transpedicle spine fixation", *The Lumbar Spine Ed.2*:1203-1216.
- 106 Hum, B., Feigenbaum, F., Cleary, K., Henderson, F.C. (2000): "Intraoperative computed tomography for

- complex craniocervical operations and spinal tumor resections*”, Neurosurgery 47:374-380
- 107 Hydra,B.E.(1891):”Wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fractures and Pott´s disease”, Medical Times and Register 22:42, reprint: Clin Orthop 112:4-8
- 108 Jeanneret,B.,Gebhard,J.S.,Magerl,F.(1994):”Transpedicular screw fixation of articular mass fracture-separation: results of an anatomical study and operative technique.”, J Spinal Disord 7:222-229.
- 109 Jerosch,J., Halms,J.,Castro,W.H.M.,Wagner,R.,Wiesner,L.(1992):”Accuracy of pedicle screws in dorsal lumbar spinal fusion”, Z Orthop Ihre Grenzgeb 130:479-483.
- 110 Jetten,C.(2004):”Klinische Ergebnisse der transforaminalen, lumbalen, interkorporellen Fusion (TLIF) als neue Operationstechnik zur lumbalen Spondylodese“, Dissertation Universitätsklinikum Münster Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie.
- 111 Jolesz, F.A. (1997):”Image-guided procedures and the operating room of the future”, Radiology 204:601-612.
- 112 Jones,E.L.,Heller,J.G.,Silcox,D.H.,Hutton,W.C.(1997):”Cervical pedicle screws versus lateral mass screws. Anatomic feasibility and biomechanical comparison”, Spine 22:977-982.
- 113 Junghanns,H.(1930):”Spondylolisthese, Präspndylolisthese, Pseudospndylolisthese und Wirbelkörperverschiebung nach hinten“, Bruns´ Beitr. Klin 151:376.
- 114 Junghanns,H.(1951):”Die funktionelle Pathologie des Zwischenwirbelscheiben als Grundlage für klinische Betrachtungen“, Langenbecks Arch Dtsch Z Chir 267:393-417.
- 115 Jutte,P.C.,Castelein,R.M.(2002):”Complications of pedicle screws in lumbar and lumbosacral fusions in 105 consecutive primary operations”, Eur Spine J 11:594-598.
- 116 Kamimura,M.,Ebara,S.,Itoh,H.,Tateiwa,Y.,Kinoshita,T.,Takaoka,K.(2000):”Cervical pedicle screw insertion: assessment of safety and accuracy with computer assisted image guidance”, J Spinal Disord 13:218-224.
- 117 Kanis,J.A.(2002):”Diagnosis of osteoporosis and assessment of fracture risk”, Lancet 359,1929-1936.
- 118 Kast,K.,Mohr,K.,Richter,H.-P.(2006):”Complications of transpedicular screw fixation in the cervical spine”, Eur Spine J 15:327-334.
- 119 Kazanzides,P.,Mittelstadt,B.D.,Musits,B.L.,Bargar,W.L.(1995):”Computer assisted medical interventions”, IEEE Engineering in Medicine and Biology 14:307-313.
- 120 Kelly,P.J.,(1988):”Volumetric stereotactic surgical resection of intra-axial brain mass lesion”, Mayo Clin Proc 63:1186-1198.
- 121 Kelly,P.J.,Alker,G.J.(1982):”Computer-assisted stereotactic microsurgery for the treatment of intracranial neoplasm”, Neurosurgery 10:324-331.
- 122 Kim,C.W.,Lee,Y.P.,Taylor,W.,Oygar,A.,Kim,W.K.(2008):”Use of navigation-assisted fluoroscopy to decrease radiation exposure during minimally invasive spine surgery”, Spine J 8 :584-590.
- 123 Kim,K.D.,Johnson,J.P.,Bloch,O.et al.(2001):”Computer-Assisted Thoracic Pedicle Screw Placement”, Spine 26:360-363.
- 124 Kinzl,L.,Gebhard,F.(2005):”Navigation an der Wirbelsäule“, Trauma und Berufskrankheit - (Supp1):145-147.
- 125 Kleemann,M.,Martens,V.,Hildebrand,P.et al(2006):”Die Erfassung des Raumes – Grundlagen der Trackingtechnologie“, Focus Mul 23:201-205.
- 126 Knop,C.,Bastian,L.,Lange,U.,Oeser,M.,Zdichavsky,M.,Blauth,M.(2002):”Complications in surgical treatment of thoracolumbar injuries”, Eur Spine J 11:214-226.
- 127 König,B.,Erdmenger,U.,Schröder,R.J.,Wieners,G.,Schäfer,J.,et al(2005):”Preclinical and clinical evaluation of the image quality of the Iso C3d image intensifier in comparison to computer tomography for its use in the pelvic area”, International Congress Series 1281;600-605.

- 128 Koos,W.,Rössler,K.,Matula,C.(1998):"Image-guided neurosurgery with intra-operative CT", Medicamundi 42:26-32.
- 129 Koos,W.T.,Roessler,K.,Matula,C.,Czech,T.,Schindler,E.(1997):"Combination of intraoperative computed tomography (CCT) and image-guided neurosurgery", Clin Neurol Neurosurg 99(Suppl 1):111
- 130 Kosmopoulos,V.,Schizas,C.(2007):"Pedicle Screw Placement Accuracy-A Meta-analysis", Spine 32 :111-120.
- 131 Kothe,R.,O'Holleran,J.D.,Liu,W.,Panjabi,M.M.(1996):"Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study", Spine 21:264-270.
- 132 Kotsianos,D.,Rock,C.,Euler,E.,Wirth,S.,Linsenmaier,U.,Brandl,R.,Mutschler,W.et al(2001):"3D-Bildgebung an einem mobilen chirurgischen Bildverstärker (ISO-C-3D)", Unfallchirurg 104:834-838.
- 133 Krämer, J. (1986):"Bandscheibenbedingte Erkrankungen: Ursachen, Diagnose, Behandlung, Vorbeugung, Begutachtung", Thieme Verlag.
- 134 Krämer, J. (1973):"Zur Biomechanik des lumbalen Bewegungssegmentes", Fortschr. Med. 91 Jg.,20-21.
- 135 Kubota,T.,Handa,Y.,Sato,K.,Ishii,H.,Tuchida,A.et al(2000):"Intraoperative 3D-CT Images for Cervical Spinal Surgery", First Interdisciplinary World Congress on Spinal Surgery and Related Disciplines,2000 Berlin.
- 136 Laine, T., Lund, T., Ylikoski, M., Lohikoski, J., Schlenzka, D. (2000):"Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients", Eur Spine J 9:235-240.
- 137 Laine,T.,Makitalo,K.,Schlenzka,D.,Tallroth,K.,Poussa,M.,Alho, A.(1997):"Accuracy of pedicle screw insertion: A prospective study in 30 low back patients", Euro Spine J 6 :402-405
- 138 Learch,T.J.,Massie,J.B.,Pathria,M.N.,Ahlgren,B.A.,Garfin,S.R.(2004):"Assessment of pedicle screw placement utilizing conventional radiography and computed tomography: a proposed systematic approach to improve accuracy of interpretation", Spine 29:767-773.
- 139 Lee,J.Y.,Lunsford,L.D.,Subach,B.R.,Jho,H.D.,Bissonette,D.J.,Kondziolka,D.(2000):"Brain Surgery with Image Guidance: Current Recommendations Based on a 20-Year Assessment", Stereotact Funct Neurosurg 75:35-48
- 140 Lekovic,G.P.,Potts,E.A.,Karahalios,D.G.,Hall,G.(2007):"A comparison of two techniques in image-guided thoracic pedicle screw placement: a retrospective study of 37 patients and 277 pedicle screws", J Neurosurg Spine 7:393-398.
- 141 Liljenqvist,U.R.,Halm,H.F.,Link,T.M.(1997):"Pedicle screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis", Spine 22:2239-2245.
- 142 Liljenqvist,U.R.,Link,T.M.,Halm,H.F.(2000):"Morphometric analysis of thoracic and lumbar vertebrae in idiopathic scoliosis", Spine 25:1247-1253.
- 143 Linhardt,O.,Perlick,L.,Lüring,C.,Stern,U.,Plitz,W.,Grifka,J.(2005):"Extrakorporale Einzeldosis und Durchleuchtungszeit bei bildwandler-kontrollierter und fluoroskopisch navigierter Implantation von Pedikelschrauben", Z Orthop 143:175-179.
- 144 Linsenmaier,U.,Rock,C.,Euler,E.,Wirth,S.,Brandl,R.,Kotsianos,D.,Mutschler,W.et.al.(2002):"Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier: Feasibility", Radiology 224:286-292.
- 145 Lippert(1996):"2. Leibeswand", Lehrbuch Anatomie, Urban & Schwarzenberg,ISBN:3-541-10064-8.
- 146 Lonstein,J.E.,Denis,F.,Perra,J.H.,Pinto,M.R.,Smith,M.D.,Winter,R.B.(1999):"Complications associated with pedicle screws", J Bone Joint Surg Am 81:1519-1528.
- 147 Louis,R.(1986):"Fusion of the lumbar and sacral spine by internal fixation with screw plates", Clin Orthop 203:18-33.
- 148 Ludwig,P.(2006):"Retrospektive Evaluation von operativ versorgten Brust- und Lendenwirbelsäulen-

- frakturen“, Dissertation aus dem Department Orthopädie und Traumatologie der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i.Br.
- 149 Ludwig,S.C.,Kowalski,J.M.,Edwards,C.C.2nd,Heller,J.G.(2000):"Cervical pedicle screws: comparative accuracy of two insertion techniques", Spine 25:2675-81.
- 150 Ludwig,S.C.,Kramer,D.L.,Vaccaro,A.R.,et.al.(1999):"Transpedicle screw fixation of the cervical spine", Clin Orthop Relat Res 359:77-88.
- 151 Ludwig,S.C.,Kramer,D.L.,Balderston,R.A.,Vaccaro,A.R.,Foley,K.F.,Albert,T.J.(2000):"Placement of Pedicle Screws in the Human Cadaveric Cervical Spine", Spine 25:1655-1667.
- 152 Lunsford,L.D.(1982):"A dedicated CT system for the stereotactic operating room", Appl Neurophysiol 45:374-378.
- 153 Lunsford,L.D.,Rosenbaum,A.E.,Perry,J.(1982):"Stereotactic surgery using the "therapeutic" CT scanner", Surg Neurol 18:116-122.
- 154 Maciunas,R.J.,Galloway,R.L.Jr.,Latimer,J.W.(1994):"The application accuracy of stereotactic frames", Neurosurgery 35:682-694.
- 155 Madawi,A.A.,Casey,A.T.,Solanki,G.A.,et.al.(1997):"Radiological and anatomical evaluation of the atlantoaxial transarticular screw fixation technique", J Neurosurg 86:961-968.
- 156 Madawi,A.,Solanki,G.,Casey,A.T.,Crockard,H.A.(1997):"Variation of the groove in the axis vertebra for the vertebral artery. Implications for instrumentation", J Bone Joint Surg Br 79:820-823.
- 157 Magerl,F.,Seemann,P.S.(1987):"Stable posterior fusion of the atlas and axis by transarticular screw fixation", In: Kehr P, Weidner A, eds. Cervical Spine. Vol I.:322-327.
- 158 Magerl,F.(1982):"Stabilisierung der unteren Brust- und Lendenwirbelsäule mit dem Fixateur externe", Acta chir. Austriaca, Suppl 43:102.
- 159 Magerl,F.(1980):"Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule", Langenbecks Arch Chir 352:427.
- 160 Mansferrer,R.,Gomez,C.H.,Karahalios,D.G.,Sonntag,V.K.(1998):"Efficacy of pedicle screw fixation in the treatment of spinal instability and failed back surgery:A 5-year review", J Neurosurg 89:371-377.
- 161 Martel,W.,Duff,I.F.,Preston,R.E.et.al.(1964):"Cervical spine in rheumatoid arthritis", Arthritis Rheum 7:326.
- 162 Mascott,C.R.,McEvoy,L.,Bolger,C.(2006):"Image-guided surgery and the spine: a critical review", Coluna/Columna 5:195-203
- 163 Mascott,C.R.(2002):"True accuracy in imageguidance using optical tracking", Acta Neurochir 144:1109-1110.
- 164 Masferrer,R.,Gomez,C.H.,Karahalios,D.G.,Sonntag,V.(1998):"Efficacy of pedicle screw fixation in the treatment of spinal instability and failed back surgery: a 5-year review", J Neurosurg 89:371-377.
- 165 Matula,C.,Rössler,K.,Reddy,M.,Schindler,E.,Koos,W.T.(1998):"Intraoperative Computed Tomography Guided Neuronavigation: Concepts, Efficiency, and Work Flow", Computer Aided Surgery 3:174-182.
- 166 Mauer,U.M.,Kunz,U.(2006):"Intraoperative 3D-Bildgebung zur Kontrolle der selektiven Dekompression bei lumbaler Wirbelkanalstenose", Orthopäde 35:1258-1260.
- 167 Maurer,C.R.Jr.,Maciunas,R.J.,Fitzpatrick,J.M.(1999):"Image registrations using points and surfaces simultaneously", Stereotact Funct Neurosurg 72:142-143.
- 168 Melton,L.J.(1995):"How many women have osteoporosis now?", J Bone Miner Res 10:175-177.
- 169 Merloz,P.,Tonetti,J.,Pittet,L.,Coulomb,M.,Lavallee,S.,Sautot,P.(1998):"Pedicle Screw placement using image guided techniques", Clinical Orthopedics 354:39-48.
- 170 Merloz, P., Tonetti, J., Pittet, L., Coulomb, M., Lavallée, S., Troccaz, J., Cinquin, P., Sautot, P. (1998):"Computer-assisted spine surgery", Comp Aid Surg 3:297-305.

- 171 Metz,L.N.,Burch,S.(2008):"Computer-Assisted Surgical Planning and Image-Guided Surgical Navigation in Refractory Adult Scoliosis Surgery", Spine 33:287-392.
- 172 Miller,R.M.,Ebraheim,N.A.,Xu,R.,Yeasting,R.A.(1996):"Anatomic consideration of transpedicular screw placement in the cervical spine. An analysis of two approaches.", Spine 15:2317-2322.
- 173 Misenhimer,G.,Peek,R.,Wiltse,L.,Othman,S.,Widell,Jr,E.(1989):"Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size", Spine 14:367-372.
- 174 Mitsuhiro,H.,Naoki,S.,Asaki,H.,Yoshito,O.,Shigeyuki,S.,Norio,N.(2006):"Surgical navigation display system using volume rendering of intraoperatively scanned CT images", Computer Aided Surgery, 11:240-246.
- 175 Muacevic,A.,Uhl,E.,Steiger,H.J.,Reulen,H.J.(2000):"Accuracy and clinical applicability of a passive marker based frameless neuronavigation system", J Clin Neurosci 7:414-418.
- 176 Mummaneni,P.V.,Haid,R.W.,Fiore,A.J.,et.al.(2003):"Posterior fixation options for the C1-C2 complex: wires, clamps, and screws", Contemp Neurosurg 25:1-8.
- 177 Mutschler,W.,Haas,N.P.(1999):"Verletzungen der Wirbelsäule", Praxis der Unfallchirurgie, Thieme,ISBN:3-13-101151-3.
- 178 Neo,M.(2008):"An Essential Principle for Safe C1-2 Transarticular Screw Insertion (Letter to the editor)", J Spinal Disord Tech 21:76-77.
- 179 Newman,P.H.,Stone,K.H.(1963):"The etiology of spondylolisthesis with a special investigation", J Bone Joint Surg (Br)45:39-59.
- 180 Niethard,F.,Pfeil,J.(2005):"Orthopädie", Duale Reihe, Thieme, ISBN:3-13-130815-X.
- 181 Nolte,L-P.,Zamorano,L.,Jiang,Z.,Wang,Q.,Langlotz,F.,Berleman,U.(1995):"Image-guided insertion of transpedicular screws: A laboratory set-up", Spine 20:497-500.
- 182 Nolte,L-P.,Langlotz,F.(1999):"Intraoperative Navigationssysteme", Trauma Berufskrankheiten 1:108-115.
- 183 O-Arm Breakaway Imaging Medtronic Homepage:"Cone-Beam CT O-Arm", www.medtronicnavigation.com/procedures/intraoperative/o-arm.jsp
- 184 Odgers,C.J.,Vaccaro,A.R.,Pollack,M.E.,Cotler,J.M.(1996):"Accuracy of pedicle screw placement with the assistance of lateral plain radiography", Journal of spinal disorders 9:334-338.
- 185 Odom,G.L.,Finney,W.,Woodhall,B.(1958):"Cervical disk lesions", J Am Med Assoc 166:23-28.
- 186 Oertel,M.,Stein,M.,Scharbrodt,W.,Böker,D.-K.(2007):"Intraoperative Navigation of Pedicle Screw Placement with Intraoperative CT and Navigation", Eur Spine J 16:1965-2040 Abstract.
- 187 Okuda,S.,Miyachi,A.,Oda,T.,M.D.,Haku,T.et.al.(2006):"Surgical complications of posterior lumbar interbody fusion with total facetectomy in 251 patients", J Neurosurg Spine 4:304-309.
- 188 Okudera,H.,Kobayashi,S.,Kyoshima,K.,et.al.(1991):"Development of the Operating Computerized Tomographic Scanner System for Neurosurgery", Acta Neurochir 111:61-63.
- 189 Okuyama,K.et.al.(1999):"Posterior lumbar interbody fusion. A retrospective study of complications after facet joint excision and pedicle screw fixation in 148 cases.", Acta Orthop Scand 70:329-334.
- 190 Panjabi,M.M.(1992):"The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis", J Spinal Disord 5:390-396.
- 191 Papadopoulos,E.C.,Girardi,F.P.,Sama,A.,Sandhu,H.S.,Cammisa,F.P.Jr.(2005):"Accuracy of single-time, multilevel registration in image-guided spinal surgery", Spine J 5:263-267.
- 192 Patil,A.,Kumar,P.,Leibroch,L.,Gelber,B.,Aarabi,B.(1992):"The value of intraoperative scans during CT-guided stereotactic procedures", Neuroradiology 34:453-456.
- 193 Patel,V.V.,Dwyer,A.,Estes,S.,Burger,E.(2008):"Intraoperative 3-dimensional reconstructed multiplanar fluoroscopic imaging for immediate evaluation of spinal decompression", J Spinal Disord Tech 21:209-

- 212.
- 194 Peng,C.W.,Chou,B.T.,Bendo,J.A.,Spivak,J.M.(2009):"Vertebral artery injury in cervical spine surgery-anatomical considerations, management, and preventive measures", Spine J 9:70-76
- 195 Perisinakis,K.,Theocharopoulos,N.,Damilakis,J.,Katonis,P.,Papadokostakis,G.,Hadjipavlou,A.,Gourtsiannis, N.(2004):"Estimation of Patient Dose and Associated Radiogenic Risks From Fluoroscopically Guided Pedicle Screw Insertion", Spine 29:1555-1560.
- 196 Putz,R.(1994):"8 Spezieller Bewegungsapparat 1", Benninghoff Anatomie, ISBN:3-541-00245-x.
- 197 Reichle,E.,Morlock,M.,Sellenschloh,K.,Eggers,C.(2002):"Zur Definition der Pedikelfehllage", Orthopäde 31:402-405
- 198 Reinhardt,H.F.,Landolt,H.(1989):"CT-guided "real time" stereotaxy", Acta Neurochir Suppl 46:107-108.
- 199 Reinhardt,H.F.,Zweifel,H.J.(1990):"Interactive sonar-operated device for stereotactic and open surgery", Stereotact Funct Neurosurg 54-55:393-397.
- 200 Richter,M.,Amiot,L.P.,Puhl,W.(2002):"Computer-assisted surgery in dorsal instrumentation of the cervical spine: an in vitro study", Orthopäde 31:372-377.
- 201 Richter,M.,Cakir,B.,Schmidt,R.(2005):"Cervical Pedicle Screws: Conventional Versus Computer-Assisted Placement of Cannulated Screws", Spine 30:2280-2287.
- 202 Ringel,F.,Stoffel,M.,Stüer,C.,Meyer,B.(2006):"Minimally invasive transmuscular pedicle screw fixation of the thoracic and lumbar spine", Neurosurg 59(4 Suppl 2):361-366.
- 203 Roberts,D.W.,Strohbehn,J.W.,Hatch,J.F.,Murray,W.,Kettenberger,H.(1986):"A frameless stereotaxic integration of computerized tomographic imaging and the operating microscope", J Neurosurg 4:545-549.
- 204 Rock,C.,Kotsianos,D.,Linsenmaier,U.(2002):"Untersuchungen zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Gliedermassenskelett mit einem neuen dedizierten CT-System (ISO-C-3D)", Roefo 174:170-176.
- 205 Rompe,J.D.,Eysel,P.,Hopf,C.(1995):"Clinical efficacy of pedicle instrumentation and posterolateral fusion in the symptomatic degenerative lumbar spine", Eur Spine J 4:231-237.
- 206 Röntgen,W.(1895):"Über eine neue Art von Strahlen (Vorläufige Mitteilung)", Aus den Sitzungsberichten der Würzburger physikalisch-medizinischen Gesellschaft 1895;132-141.
- 207 Ross,P.D.(1996):"Osteoporosis. Frequency, consequences, and risk factors", Arch Intern Med 156:1399-1411.
- 208 Roy-Camille,R.,Saillant,G.,Mazel,C.(1986):"Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating", Clin Orthop 203:7- 17.
- 209 Sakai,Y.,Matsuyama,Y.et al.(2006):"Simultaneous Registration With CT-Fluoro Matching For Spinal Navigation Surgery", Nagoya J Med Sci 68:45-52.
- 210 Sapkas,G.S.,Papadakis,S.A.,Stathakopoulos,D.P.,Papagelopoulos,P.J.,Badekas,et.al.(1999):"Evaluation of pedicle screw position in thoracic and lumbar spine fixation using plain radiographs and computed tomography. A prospective study of 35 patients", Spine 24:1926-1929.
- 211 Sautot,P.,Cinquin,P.,Lavallée,S.,Trocazz,J(1993):"Computer assisted spine surgery. A first step toward clinical application in orthopaedics", IEEE Proc Med Biol 1071-1072.
- 212 Schaeren,S.,Roth,J.,Dick,W.(2002):"Effektive In-vivo-Strahlendosis bei bildwandlerkontrollierter Pedikelinstrumentation vs. CT-basierter Navigation", Orthopäde 31:392-396.
- 213 Schlenzka,D.,Laine,T.,Lund,T.(2000):"Computer-assisted spine surgery", Eur Spine J 9 [Suppl 1]:57-64.
- 214 Schlenzka,D.,Laine,T.,Lund,T.(2000):"Computerunterstützte Wirbelsäulenchirurgie", Orthopäde 29:658-669.

- 215 Schlöndorff,G.,Mösges,R.,Meyer-Ebrecht,D.,Krybus,W.,Adams,L.(1989):"CAS (computer assisted surgery). A new procedure in head and neck surgery", HNO 37:187-190
- 216 Schmidhuber,H.(2005):"Dosisermittlung und Beurteilung der Bildqualität beim Einsatz des ISO-C-3D am Hüftgelenk und an der Lendenwirbelsäule im Vergleich zur Spiral-CT", Dissertation aus dem Institut für Klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität zu München.
- 217 Schnake,K.J.,König,B.,Berth,U.,Schroeder,R.,et.al.(2004):"Genauigkeit der CT-basierten Navigation von Pedikelschrauben an der Brustwirbelsäule im Vergleich zur konventionellen Technik", Unfallchirurg 107:104-112.
- 218 Schnake,K.J.(2001):"CT-basierte Computernavigation von Pedikelschrauben an der Brustwirbelsäule – Praktikabilität, klinische Ergebnisse und Vergleich zur konventionellen Technik", Dissertation an der Medizinischen Fakultät Charité der Humboldt-Universität zu Berlin.
- 219 Schröder,J.,Wassmann,H.(2006):"Spinal Navigation: An Accepted Standard of Care?", Zentralbl Neurochir 67:123-128.
- 220 Schulze,C.,Munzinger,E.,Weber,U.(1998):"Clinical Relevance of Accuracy of Pedicle Screw Placement: A Computed Tomographic-Supported Analysis", Spine 23:2215-2220.
- 221 Schwarzenbach,O.,Berlemann,U.,Jost,B.,Visarius,H.,Arm,E.,Langlotz,F.,Nolte,L.P.et.al.(1997):"Accuracy of Computer-Assisted Pedicle Screw Placement", Spine 22:452-458.
- 222 Scoles,P.,Linton,A.,Latimer,B.,Levy,M.,Digiovanni,B.(1988):"Vertebral Body and Posterior Element Morphology: The Normal Spine in Middle Life", Spine 13:1082-1086.
- 223 Seichi,A.,Takeshita,K.,Nakajima,S.,Akune,T.,Kawaguchi,H.,Nakamura,K.(2005):"Revision cervical spine surgery using transarticular or pedicle screws under a computer-assisted image guidance system", J Orthop Sci 10:385-390.
- 224 Sekhon,L.H.(2005):"Posterior cervical lateral mass screw fixation: analysis of 1026 consecutive screws in 143 patients", J Spinal Disord Tech 18:297-303.
- 225 Seller,K.,Wild,A.,Urselmann,L.,Krauspe,R.(2005):"Prospective screw misplacement analysis after conventional and navigated pedicle screw implantation", Biomed Tech 50:287-292.
- 226 Shalit,M.N.,Israeli,Y.,Matz,S.,Cohen,M.L.(1982):"Experience with intraoperative CT scanning in brain tumors", Surg Neurol 17:376-382.
- 227 Shalit,M.N.,Israeli,Y.,Matz,S.,Cohen,M.L.(1979):"Intra-operative computerized axial tomography", Surg Neurol 11:382-384.
- 228 Shariat,K.,Pitzen,T.,Steudel,W.-I.(2006):"Intraoperative Computed Tomography in Spine Surgery", CURAC Jahrestagung 2006, Hannover.
- 229 Sharp,J.,Purser,D.W.(1961):"Spontaneous atlantoaxial dislocation in ankylosing spondylitis and rheumatoid arthritis", Ann Rheum Dis 20:47-77.
- 230 Sharp,J.,Purser,D.W.,Lawrence,J.S.(1958):"Rheumatoid arthritis of the cervical spine in the adult", Ann Rheum Dis 17:303-313.
- 231 Sim,E.(1993):"Location of transpedicular screws for fixation of the lower thoracic and lumbar spine", Acta Ortho Scand 64:28-32
- 232 Sjöström,L.,Jacobsen,O.,Karlström,G.,Pech,P.,Rauschnig,W.(1993):"CT analysis of pedicles and screw tracts after implant removal in thoracolumbar fractures", J Spinal disord 6:225-231.
- 233 Slomczykowski,M.,Mini,R.,Schneeberger,P.,et.al.(1999):"Radiation dose for pedicle screw insertion: fluoroscopic method versus computer-assisted surgery", Spine 24:975-983.
- 234 Smith,H.E.,Vaccaro,A.R.,Yuan,P.S.,Papadopoulos,S.,Sasso,R.(2006):"The use of computerized image guidance in lumbar disk arthroplasty", J Spinal Disord Tech 19:22-27.
- 235 Steffee,A.D.,Biscup,R.S.,Sitkowski,D.J.(1986):"Segmental spine plates with pedicle screw fixation: A new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine", Clin Orthop

- 203:45-53.
- 236 Steinmann,J.C.,Herkowitz,H.N.,El-Kommos,H.,Wesolowski,D.P.(1993):*"Spinal pedicle fixation. Confirmation of an image-based technique for screw placement"*, Spine 18:1856-1861.
- 237 Steinmeier,R.,Rachinger,J.,Kaus,M.,Ganslandt,O.,Huk,W.,Fahlbusch,R.(2000):*"Factors influencing the application accuracy of neuronavigation systems"*, Stereotact Funct Neurosurg 75:188-202.
- 238 Stieve,M.,Schwab,B.,Haupt,C.,Bisdas,S.,Heermann,R.,Lenarz,Th.(2006):*"Intraoperative computed tomography in otorhinolaryngology"*, Acta Oto-Laryngologica 126:82-87.
- 239 Stoffel,M.,Behr,M.,Ringel,F.,Stuer,C.,Meyer,B.(2007):*"Posterior Instrumentation of the Cervical Spine with a Versatile Modular Fixation System"*, Zentralbl Neurochir 68:50-58.
- 240 Strauss,G.,Trantakis,C.,Meixensberger,J.,Bootz,F(2002):*"Ausblicke der Computer- und Roboter-assistierten Chirurgie"*, Ärzteblatt Sachsen 1:28-31.
- 241 Tscherne,H.,Blauth,M.(1997):*"4.Brust- und Lendenwirbelsäule: Morphometrische Maße"*, Tscherne Unfallchirurgie Wirbelsäule:243-245.
- 242 Ugur,H.C.,Attar,A.,Uz,A.,Tekdemir,I.,Egemen,N.,Genç,Y.(2001):*"Thoracic pedicle: surgical anatomic evaluation and relations"*, J Spinal Disord 14:39-45.
- 243 Uhlenbeck,D.(2004):*"MR Imaging of the Spine and Spinal Cord"*, Lehrbuch Radiologie, ISBN:3-13-130941-5.
- 244 Vaccaro,A.R.,Rizzolo,S.J.,Balderston,R.A.,Allardyce,T.J.,Garfin,S.R.,Dolinskas,C.(1995):*"Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part II : An anatomical and radiographic assessment"*, J Bone Joint Surg Am 77:1200-1206.
- 245 Villavicencio,A.T.,Burneikiene,S.,Bulsara,K.,Thramann,J.(2005):*"Utility of Computerized Isocentric Fluoroscopy for Minimally Invasive Spinal Surgical Techniques"*, J Spinal Disord Tech 18:369-375.
- 246 Watanabe,E.,Watanabe,T.,Manaka,S.,Mayanagi,Y.,Takakura,K.(1987):*"Threedimensional digitizer (neuronavigator): new equipment for computed tomography-guided stereotaxic surgery"*, Surg Neurol 6:543-547.
- 247 Watanabe,E.,Mayanagi,Y.,Kosugi,Y.,Manaka,S.,Takakura,K.(1991):*"Open surgery assisted by the neuronavigator, a stereotactic, articulated, sensitive arm"*, Neurosurg 6:792-799.
- 248 Weidner,A.,Wahler,M.,Chiu,S.T.,Ullrich,C.G.(2000):*"Modification of C1-C2 transarticular screw fixation by image-guided surgery"*, Spine 25:2668-2674.
- 249 Weinstein,J.N.,Spratt,K.F.,Spengler,D.,Brick,C.,Reid,S.(1988):*"Spinal pedicle fixation: Reliability and validity of roentgenogram basedassessment and surgical factors on successful screw placement"*, Spine 13:1012-1018.
- 250 Wendl,K.,Von Reum,J.,Wentzensen,A.(2003):*"ISO-C-3D-gestützte navigierte Implantation von Pedikelschrauben an BWS und LWS"*, Unfallchirurg 106:907-913.
- 251 West,J.L.,Ogilvie,J.W.,Bredford,D.S.(1991):*"Complications of variable screw plate pedicle screw fixation"*, Spine 16:576-579.
- 252 White,A.A.,Panjabi,M.M.(1990):*"The problem of clinical instability of the spine, a systematic approach"*, Clinical Biomechanics of the Spine Philadelphia, J.B. Lippincot
- 253 Whitecloud,T.S.,Skalley,T.C.,Cook,S.D.,Morgan,E.L(1989):*"Roentgenographic masurement of pedicle screw penetration"*, Clinical Orthopedics 24:57-68.
- 254 Wich,M.,Spranger,N.,Ekkernkamp,A.(2004):*"Intraoperative Bildgebung mit dem ISO C3D"*, Chirurg 75: 982-987.
- 255 Wieners,G.,Pech,W.,Beck,A.,König,B.,Erdmenger,U.,et.al.(2005):*"Vergleich von Strahlenexposition und Bildqualität eines Siremobil-IsoC3d mit einem 16-Zeilen-Spiral-CT bei Diagnostik und Intervention am humanen Becken"*, Fortschr Röntgenstr 177:258-264.
- 256 Wiesner,L.,Kothe,R.,Schulitz,K-P.,Rüther,W.(2000):*"Clinical Evaluation and Computed Tomography*

- Scan Analysis of screw tracts After Percutaneous Insertion of Pedicle Screws in the lumbar spine", Spine 25:615-621.
- 257 Wilke,H.J.,Fischer,K.,Kugler,A.,Magerl,F.,Claes,L.,Wörsdorfer,O.(1992):"In vitro investigations of internal fixation systems of the upper cervical spine II. Stability of posterior atlanto-axial fixation techniques", Eur Spine J 1: 191-197.
- 258 Wright,N.M.,Laurysen,C.(1998):"Vertebral artery injury in C1-2 transarticular screw fixation: results of a survey of the AANS/CNS Association of Neurological Surgeon/Congress of Neurological Surgeons", J Neurosurg 88:634-640.
- 259 Xu,R.,Ebraheim,N.A.,Ou,Y.,Yeasting,R.A.(1998):"Anatomic considerations of pedicle screw placement in the thoracic spine. Roy-Camille technique versus open-lamina technique", Spine 23: 1065-108.
- 260 Yoo,J.U.,Ghanayem,A.,Petersilge,C.,Lewin,J.(1997):"Accuracy of using computed tomography to identify pedicle screw placement in cadaveric human lumbar spine.", Spine 22:2668-2671.
- 261 Youkilis,A.S.,Quint,D.J.,M.D.,McGillicuddy,J.E.,Papadopoulos,S.M.(2001):"Stereotactic Navigation for Placement of Pedicle Screws in the Thoracic Spine", Neurosurg 48:771-778
- 262 Zaaroor,M.,Bejerano,Y.,Weinfeld,Z.,Ben Haim,S.(2001):"Novel magnetic technology for intraoperative intracranial frameless navigation: in vivo and in vitro results", Neurosurg 5:1100-1107.
- 263 Zamorano,L.J.,Nolte,L.,Kadi,A.M.,Jiang,Z.(1994):"Interactive intraoperative localization using an infrared-based system", Stereotact Funct Neurosurg 1:84-88.
- 264 Zheng,G.,Kowal,J.,Nolte,L.-P.,et.al.(2007):"Registration techniques for computer navigation", Current Orthopaedics 21:170-179.
- 265 Zindrick,M.R.,Wiltse,L.L.,Doornik,A.,Widell,E.H.,Knight,G.W.,Patwardhan,A.G.,et.al.(1987):"Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles", Spine 12:160-166
- 266 Zonneveld,F.W.(1998):"Intra-operative CT: implementation of the Tomoscan M", Medicamundi 42:6-11
- 267 Zucherman,J.,Hsu,K.,White,A.,Wynne,G.(1988):"Early results of spinal fusion using variable spine plating system", Spine 13:570-579.

7 Bisher veröffentlichte Teilaspekte der Arbeit

Originalarbeiten

- Zausinger,S.,Scheder,B., Uhl,E., Heigl,T., Morhard,D., Tonn,J.C.:*“Intraoperative CT with integrated navigation system in spinal neurosurgery”*, Spine (zur Publikation angenommen).
- Uhl,E.,Zausinger,S.,Morhard,D., Heigl,T.,Scheder,B.,Rachinger,W.,Schichor,C.,Tonn,J-C.: *“Intraoperative computer tomography with integrated navigation system in a multidisciplinary operating suite”*, Neurosurgery 2009 May;64(5 Suppl 2):231-9; discussion 239-40. .

Abstracts

- Zausinger,S.,Scheder,B.,Uhl,E.,Heigl,T.,Morhard,D.,Tonn,J-C.:*“Intraoperative CT with integrated navigation system in spinal neurosurgery”*, Eur Spine J 2008;17:1561
- Uhl,E.,Zausinger,S.,Morhard,D.,Heigl,T.,Scheder,B.,Tonn,J-C.:*“Evaluation of intraoperative computertomography (iCT) with an integrated navigation system for cranial surgery”*, Acta Neurochir (Wien) 2007:I-CCXXVII:38.
- Zausinger,S.,Scheder,B.,Morhard,D.,Heigl,T.,Uhl,E.,Tonn,J-C.:*“Intraoperative CT with integrated navigation system in spinal neurosurgery”*, Acta Neurochir (Wien) 2007:I-CCXXVII:38.
- Zausinger,S.,Morhard,D.,Heigl,T.,Scheder,B.,Schnell,O.,Tonn,J-C.,Uhl,E.:*“Intraoperative CT with integrated navigation system in spinal neurosurgery”*, 21st International Conference on Computer Assisted Radiology and Surgery CARS 2007, Berlin, 27.-30.Juni 2007. In: International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (2007) 2: Suppl 1; S 248-249
- Scheder,B.,Morhard,D.,Heigl,T.,Tonn,J-C.,Uhl,E.,Zausinger,S.:*“Intraoperative CT with integrated navigation system in spinal neurosurgery”*, International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery CAOS 2007, Heidelberg, Vortrag 20.-23. Juni 2007 Computer Assisted Orthopaedic Surgery - 7th Annual Meeting of CAOS-International Proceedings: Pro Business 2007, 193-195.
- Uhl,E.,Zausinger,S.,Morhard,D.,Heigl,T.,Scheder,B.,Tonn,J-C.:*“Intraoperative CT (iCT) with an integrated navigation system in a multidisciplinary operating suite”*. In: Meixensberger J (Hrsgb.): 58. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie. Abstracts. Rheinware Verlag GmbH, Mönchengladbach, 2007: 63. 58. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie, Leipzig, 26.-29. April 2007.
- Zausinger,S.,Morhard,D.,Heigl,T.,Schnell,O.,Tonn,J-C.,Uhl,E.:*“Intraoperative CT with integrated navigation system in spinal neurosurgery”*, In: Meixensberger J (Hrsgb.): 58. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie. Abstracts. Rheinware Verlag GmbH, Mönchengladbach, 2007: 88. 58. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie, Leipzig, 26.-29. April 2007
- Uhl,E.,Zausinger,S.,Morhard,D.,Heigl,T.,Scheder,B.,Tonn,J-C.:*“Neurosurgical experience using an intraoperative CT with an integrated navigation system in a multidisciplinary operating room”*, In: Freysinger W, Weber S, Caversaccio M: Computer aided surgery around the head. 4th

International CAS-H Conference Proceedings. Pro BUSINESS, Berlin, 2007:156. 4th International CAS-H Conference, Innsbruck, 14.-16. Februar 2007.

- Zausinger,S.,Uhl,E.,Schnell,O.,Morhard,D.,Heigl,T.,Tonn,J-C.:*“Intraoperative CT with integrated navigation system in spinal surgery”*, 1. Deutscher Wirbelsäulenkongreß, München, 30.11.-02.12.2006. Eur Spine J (2006) 15:1619, Abstract Nr. 185
- Uhl,E.,Zausinger,S.,Morhard,D.,Heigl,T.,Tonn,J-C.:*“Intraoperative Computertomographie mit integriertem Navigationssystem in einem multidisziplinären Operationssaal“*, 1. Deutscher Wirbelsäulenkongreß, München, 30.11.-02.12.2006.Eur Spine J (2006) 15:1627, Abstract Nr. 162

8 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prim.Univ.Prof. Dr. Eberhard Uhl sowie Herrn Priv.Doz. Dr. Stefan Zausinger für die freundliche Überlassung des interessanten Themas sowie der kritischen Beurteilung dieser Arbeit. Für die zahlreichen Einblicke in die spannende Materie der spinalen und craniellen Neurochirurgie bin ich beiden sehr dankbar.

Ferner möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Jörg-Christian Tonn und seinem Team sowie dem Op-Pflegepersonal für die sehr freundliche Aufnahme in die Neurochirurgische Abteilung bedanken.

Mein Dank gilt auch den Mitarbeitern der Firma BrainLAB für die aufschlussreichen Einblicke und Diskussionen rund um die Navigation sowie die computerassistierte Chirurgie.

9 Lebenslauf

Benjamin Scheder

Zur Person:

Anschrift: Am Hirtenacker 2
67705 Stelzenberg
eMail: ben.scheder@web.de

Geburtsdatum: 21.11.1982
Geburtsort: Kirchheimbolanden/Pfalz
Staatsbürgerschaft: Deutsch
Familienstand: Ledig

Schulbildung:

1989-1993 Grundschule Trippstadt
1993-2002 Abitur Hohenstaufen-Gymnasium Kaiserslautern

Universitäten:

04/2003 Studium Humanmedizin Ludwig-Maximilians-Universität München
03/2005 Erster Abschnitt ärztliche Prüfung (Note gut)
04/2005 - 02/2009 Klinischer Studienabschnitt Klinikum Rechts der Isar, TU München,
04/2009 Zweiter Abschnitt ärztliche Prüfung (Note sehr gut)
05/2009 Approbation als Arzt

Praktika und berufliche Erfahrung:

04 – 12/2002 Zivildienst DJH Saarbrücken
01 – 03/2003 Pflegepraktikum Neurochirurgie, Westpfalz Klinikum Kaiserslautern
Prof.Dr. König
09 – 10/2005 Famulatur Anästhesie, Westpfalz-Klinikum Kaiserslautern Prof.Dr.
Madler
01 – 02/2006 Famulatur Innere Medizin, Poliklinik der LMU München, Prof. Dr. Bogner
08 – 09/2006 Famulatur Neurochirurgie, Klinikum r.d. Isar, Prof.Dr. Meyer
02 – 03/2007 Neurochirurgische Gemeinschaftspraxis Dr. Obermüller & Dr. Fritsch
10 – 11/2007 Famulatur Orthozentrum München Sektion Wirbelsäule, Prof.Dr. Mayer

Praktisches Jahr:

02 – 06/2008 Innere Terial: Bürgerspital Solothurn, Schweiz, Prof.Dr. Schoenen-
berger
06 – 10/2008 Chirurgie Terial: Bezirksspital Frutigen, Schweiz, PD Dr. Heim
10 – 12/2008 Orthopädie Terial: Gachon University Hospital Incheon, Süd-Korea,
Prof. Dr. Lee

Chirurgische Nebentätigkeit:

05/2006 – 03/2008 Chir. Assistent Alphaklinik München, Sektion Wirbelsäule, Dr. Zeegers
11/2007 – 01/2008 Chir. Assistent Klinikum r.d. Isar, Orthopädie, Prof.Dr. Gradinger

Berufliche Anstellung:

07/2009 - Assistenzarzt Wirbelsäulenchirurgie Klinikum Karlsbad-
Langensteinbach, Prof. Dr. Harms