

Aus der Orthopädischen Klinik
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Herr Univ.-Prof. Dr. med. Rüdiger Krauspe

Dorsale Instrumentation an der Wirbelsäule mit Pedikelschrauben

Computerassistierte orthopädische Chirurgie (CAOS) versus
Konventionelle Platzierung mit Bildwandler

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der
Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

vorgelegt von

Lutz Bastian Urselmann

2009

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf

Dekan

Referent: Univ.-Prof. Dr. med. Rüdiger Krauspe

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. med. Klaus G. Schmidt

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. R. Krauspe für die Bereitstellung des Themas, sowie Herrn Prof. Dr. med. A. Wild und Herrn Dr. med. K. Seller für die Anregung, Begleitung und Korrektur meiner Doktorarbeit.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie, die mich während der ganzen Zeit stets nach Ihren Kräften unterstützt hat, insbesondere meiner Frau Cindy ohne deren Geduld, Hilfe und Liebe meine Dissertation vermutlich noch immer nicht abgeschlossen wäre.

für Isabelle

Inhaltsverzeichnis

1. Ziel der Studie	S. 6
2. Einleitung	S. 8
2.1 Dorsale Instrumentation	S. 8
2.2 Fusionstechniken	S. 10
2.3 Schraubeneintrittspunkt und Pedikellage	S. 11
2.4 Komplikationen	S. 12
2.5 Historische Entwicklung der instrumentierten Wirbelsäulenfusion	S. 13
2.6 Einführung computerassistierte Chirurgie (CAS)	S. 15
2.7 Skoliosen	S. 19
2.7.1 Definition der Skoliosen	S. 19
2.7.2 Einteilung und Ätiologie der Skoliosen	S. 20
2.7.3 Bewertung des Ausmaßes einer Skoliose	S. 22
2.7.3.1 Bestimmung des Krümmungswinkels nach Cobb	S. 23
2.7.3.2 Bestimmung der Rotation nach Nash und Moe	S. 24
2.8 Spinalkanalstenosen	S. 24
2.9 Spondylolisthesen	S. 25
3. Material und Methode	S. 27
3.1 Patientenklientel	S. 27
3.1.1 Schraubenverteilung	S. 27
3.1.2. Diagnosen	S. 29
3.1.2.1 Schraubenverteilung Skoliosen	S. 30
3.1.2.2 Schraubenverteilung Spondylolisthesen	S. 31
3.1.2.3 Schraubenverteilung Spinalkanalstenosen	S. 31
3.1.3 Altersverteilung des Patientengutes	S. 33
3.2 Datenerhebung	S. 33
3.2.1 Zeitnahme	S. 33
3.2.1.1 Methodik der Zeitnahme navigiert	S. 34
3.2.1.2 Methodik der Zeitnahme konventionell	S. 35
3.2.2 Schraubenlage postoperativ	S. 36
3.3 Operationsablauf konventionell	S. 37
3.4 Operationsablauf mit ‚CAOS‘	S. 40
3.4.1 Präoperative Computertomographie	S. 41
3.4.2 Präoperative Planung an der ‚SurgiGATE‘-Station	S. 42
3.4.3 Intraoperativer Ablauf bei Navigation	S. 45
3.4.3.1 Wahrnehmung der Instrumentenposition im Raum	S. 52
3.4.3.2 Matching	S. 52
3.4.3.3 Verifikation	S. 57
3.4.3.4 Navigierte Instrumentation	S. 58

4. Ergebnisse	S. 60
4.1 Zeitnahme	S. 60
4.1.1 Zeiten pro Operation und Implantationsart	S. 61
4.1.2 Lernkurve	S. 66
4.1.3 Zeiten und Diagnosen	S. 69
4.2 Schraubenlage	S. 71
4.2.1 Schraubenlagen navigiert	S. 76
4.2.2 Schraubenlagen konventionell	S. 77
4.2.3 Schraubenlagen Skoliosen	S. 78
4.3 Korrektur des ‚Cobb-Winkels‘	S. 78
5. Diskussion	S. 81
5.1 Fehlerquellen	S. 81
5.1.1 Präoperative Fehlerquellen	S. 81
5.1.2 Intraoperative Fehlerquellen	S. 82
5.2 Statische Einheit	S. 85
5.3 Literaturangaben Zeitnahme	S. 87
5.4 Literaturangaben Navigation	S. 90
5.5 Literaturangaben Lagekontrolle	S. 94
5.6 Reserveraum und Pedikelanatomie	S. 95
5.7 Strahlenbelastung	S. 97
5.8 Derzeitige Entwicklungen	S. 99
5.8.1 MRT-basierende Systeme	S.101
5.8.2 Bildverstärker-basierende Systeme	S.103
5.8.3 Ultraschall-basierende Systeme	S.105
5.8.4 Offener Computertomograph	S.105
5.8.5 Vertebroplastie/ Kyphoplastie	S.106
6. Zusammenfassung	S.109
7. Anhang	S.111
7.1 Protokolle	S.111
7.1.1 Protokoll Schraubenlage	S.111
7.1.2 Operationsprotokoll	S.113
7.2 Abkürzungen	S.115
8. Literaturverzeichnis	S.117
9. Lebenslauf	S.125
10. Abstrakt	S.127

1. Ziel der Studie

Die Pedikelschraube, als Ansatzpunkt für interne Fixateure in der dorsalen Wirbelsäulenchirurgie, erfreut sich seit ihrer Etablierung 1963 durch Roy-Camille großer Popularität. Sie hat sich seitdem zum wohl bedeutendsten Fixationsverfahren im Bereich der Wirbelsäule entwickelt.

Da der Pedikel, als die zu präparierende anatomische Struktur, während der Operation vom Operateur zu keinem Zeitpunkt direkt eingesehen und Größe, Ausprägung, Lage und Verlauf des Pedikels unter Zuhilfenahme eines Bildwandlers (auch als Bildverstärker oder C-Bogen bezeichnet) in Form von zweidimensionalen Bildern nur indirekt beurteilt werden kann, stellt die Pedikelschraubenimplantation selbst sehr erfahrene Operateure häufig vor Probleme. Gerade durch die enge anatomische Beziehung der Pedikel zum Spinalkanal, zu den Spinalwurzeln und zum Teil zu großen Gefäßen und Eingeweiden, können Pedikelschraubenfehlagen zu hohen Komplikationsraten, mit mehr oder minder schweren Konsequenzen für den Patienten, führen.

Diese Konstellation, aus unbestreitbar großem Benefit durch die Operation auf der einen Seite und die mit der derzeit angewendeten Operationstechnik assoziierten zum Teil nicht befriedigenden und mit potentiell schweren Komplikationen vergesellschafteten Operationsergebnisse auf der anderen Seite, hat zur rasanten Entwicklung der computerassistierten Chirurgieverfahren geführt. Seit der Einführung dieser computerunterstützten Operationstechnik in die Wirbelsäulenchirurgie, vor mehr als zehn Jahren, konnten sich verschiedene Systeme etablieren. Allen derzeit im klinischen Gebrauch befindlichen Systemen gemein ist die Gewinnung eines dreidimensionalen Abbildes der zu operierenden Körperregion, über die schließlich eine intraoperative virtuelle Echtzeitdarstellung der Instrumentation ermöglicht werden soll.

Ziel unserer Studie war es, ein auf einer präoperativen Computertomographie (CT) basierendes Computersystem („SurgiGATE“-System, Medivision) in puncto Präzision der Pedikelschraubenapplikation und den dafür benötigten Zeitaufwand im Vergleich zu der erwähnten konventionellen Methode mittels Bildwandler zu untersuchen.

In dieser prospektiven Studie wurden zwischen November 2000 und November 2001 insgesamt 16 Patienten operiert. Den Schwerpunkt der Operationsdiagnosen unseres Patientenkollektivs bildeten Wirbelsäulendeformitäten, wobei insgesamt zwölf Skoliosen, zwei Spondylolisthesen und zwei Spinalkanalstenosen operiert wurden.

Um den zum Teil gravierenden individuellen Schwankungen, bedingt durch die Art und Ausprägung der Deformität, zwischen den einzelnen Patienten Rechnung zu tragen und die beiden Operationssysteme möglichst unabhängig von diesen interindividuellen Variationen beurteilen zu können, wurde ein spezielles Studiendesign entworfen. So kamen innerhalb jeder Operation bei jedem Patienten stets beide Systeme zur Anwendung. Bei jedem Patienten wurden sowohl Schrauben computerassistent navigiert, als auch konventionell mit Hilfe eines Bildwandlers implantiert.

Intraoperativ wurde für jede Pedikelschraube die bis zur entgültigen Applikation benötigte Zeitdauer standardisiert bestimmt und in festgelegten Einzelschritten dokumentiert.

Da die Röntgenübersicht in zwei Ebenen, im antero-posterioren (a.p.) und lateralen Strahlengang, als postoperative Bildgebung nur eine unzureichende Beurteilung der Pedikelschraubenlagen erlaubt, führten wir zur exakten Evaluierung postoperativ zusätzlich eine Computertomographie bzw. eine Magnetresonanztomographie (MRT) durch.

Die Auswertung wurde sowohl von einem unabhängigen Radiologen, als auch von zwei erfahrenen Orthopäden anhand eines standardisierten Protokolls geblindet durchgeführt.

Anschließend soll der erhaltene Qualitätseindruck zusammen mit dem dafür benötigten, möglicherweise zusätzlichen, Zeitaufwand dargelegt, die Vor- und Nachteile, insbesondere im Vergleich zur konventionellen Methode, diskutiert und ein Ein- und Ausblick in den aktuellen Stand der Entwicklungen versucht werden.

Zusätzlich soll das Prinzip der computerassistenten Wirbelsäulen Chirurgie und ihre operative Anwendung detailliert dargestellt werden.

2. Einleitung

2.1 Dorsale Instrumentation

Die dorsale Instrumentation stellt einen operativen Eingriff an der Wirbelsäule dar. Über einen dorsalen Zugang und nach präparatorischer Darstellung der zu instrumentierenden Wirbelsäulenabschnitte wird versucht, über unterschiedlichste Operationsverfahren unter Verwendung von Auto- und/ oder Allomaterialien eine Versteifung eines oder mehrerer Bewegungssegmente zu erreichen.

Als Indikationen einer operativen Behandlung der Wirbelsäule gelten heute neben der Akuttraumatologie (instabilen Wirbelkörperfrakturen), mit Instabilität einhergehende degenerative Veränderungen, Spinalkanalstenosen, Spondylolisthesen, sowie Bereiche der Tumorchirurgie und die operative Deformitätenbehandlung.

Die Instrumentation gilt in der Regel erst dann als Therapieoption, wenn alle konservativen Behandlungsmöglichkeiten ausgeschöpft sind und ein Therapieversagen mit anderen, weniger invasiven Mitteln nicht verhindert werden kann.

Das Verfahren der dorsalen Stabilisierung hat nach seiner Einführung durch King³² Mitte des letzten Jahrhunderts zahlreiche Modifikationen und Verbesserungen erfahren. Auf die historischen Entwicklungen bis hin zum heutigen Stand der Technik soll im Textverlauf unter dem Untertitel 2.5 „Historische Entwicklung der instrumentierten Wirbelsäulenfusion“ genauer eingegangen werden.

Die operative Behandlung von Wirbelsäulenerkrankungen hat durch die mechanische Ruhigstellung von Wirbelsäulenabschnitten über implantierte Fixationssysteme entscheidende Verbesserungen in den Erfolgsaussichten und Behandlungsdauern erfahren. Externe konservative Immobilisierungen zum Beispiel (z. B.) in Form von Gipsbett, Korsett oder Orthesen sind im Gegensatz dazu mit mangelndem Komfort, deutlich längerer Behandlungszeit und höheren Komplikationsraten vergesellschaftet. Das Ziel der dorsalen Stabilisierung sollte, mit Ausnahme z. B. der palliativen Verbundspodylodese bei malignen Tumoren, immer

die Herstellung der biologischen Lösung in Form einer erzwungenen Blockwirbelbildung sein.

Es wird dabei eine nach knöcherner Konsolidierung physiologische Segmenteinstellung im sagittalen Profil und das Vermeiden jeglicher Abweichungen von der frontalen Ebene (Skoliosierung) angestrebt. Die (Wieder-) Herstellung der Tragfähigkeit der hinteren Säule ist dabei von entscheidender Bedeutung. Um weitere spondylodesebedingte Funktionseinbußen zu reduzieren, soll sich die dorsale Knochenneubildung ausschließlich auf den Versteifungsbezirk beschränken und insbesondere die kranialen Funktionssegmente unbeeinflusst lassen⁵³. Die Erholung bzw. Vermeidung neurologischer Störungen durch die Wiederherstellung normoanatomischer Lagebeziehungen zwischen Rückenmark, Nervenwurzeln und den knöchernen Elementen ist ein weiteres Ziel der operativen Intervention.

Je nach Lokalisation der Instrumentation stehen zur Herstellung der Fusionierung neben den unterschiedlichen anatomischen Strukturen, wie Dornfortsatz, Laminae, Querfortsätze und Pedikel, auch diverse Anwendungssysteme zur Verfügung. So finden Hakensysteme, Drähte und Schlingen Anwendung. Der Gebrauch von Schrauben im zervikalen und thorakalen Bereich stellt auf Grund der speziellen anatomischen Konditionen eine besonders schwierige Herausforderung an den Operateur dar und ist mit einem deutlich höheren neurologischen Risiko verbunden. Mit der zunehmenden Verfeinerung von Operationstechnik und Equipment, nicht zuletzt durch die Unterstützung innovativer Computersysteme, fanden sie schließlich auch im Bereich der Halswirbelsäule in den letzten Jahren zunehmend Einzug
1,26,31,41,51,55

Die Pedikelschraube stellt aktuell das zentrale Instrument zur Fusionierung, vor allem im thorakalen und lumbalen Bereich, dar. Hakensysteme, sowohl in Lamina-, Pedikel- oder Querfortsatztechnik, sowie bei intakten Bögen die Luqueschlinge, kommen häufig in Kombination mit Pedikelschrauben zum Einsatz. Der Vorteil der transpedikulären Schrauben begründet sich in der Erzeugung günstigerer Hebelarme, die im Vergleich zu Laminahaken oder -drähten aus der weiter lateral gelegenen Krafteinleitung resultieren. Diese sind insbesondere für Deformitätenkorrekturen von großer Bedeutung.

2.2 Fusionstechniken

Bei der operativen Fusionierung der Wirbelsäule lassen sich zwei Techniken unterscheiden:

Die sogenannte (sog.) ‚instrumentierte Fusion‘, die durch das Einbringen von Implantaten, dauerhaft oder temporär, gekennzeichnet ist und die sog. ‚nichtinstrumentierte Fusion‘, die ohne den Gebrauch von Fremdmaterialien auskommt.

Es werden grundsätzlich drei verschiedene Zugangswege unterschieden. Die posteriore und posterolaterale Fusionstechnik mit Anlagerung von autologem Knochen an dekortizierte Wirbelsäulenanteile sowie die interkorporelle Fusionstechnik. Bei letzterer werden zunächst die Bandscheibenfächer der zu verblockenden Wirbelsäulensegmente ausgeräumt, die entsprechenden Grund- und Deckplatten angefrischt/ dekortiziert und schließlich, entweder über knöcherne oder allogene Materialien, fusioniert.

Neben dem dorsalen Zugangsweg, als ‚PLIF‘ (posterior lumbar interbody fusion) bezeichnet, besteht des Weiteren die Möglichkeit den Zwischenwirbelraum von ventral her als sog. ‚ALIF‘ (anterior lumbar interbody fusion) zu erreichen. Über den ventralen Zugang lassen sich deutlich größere Bandscheibeninterponate, z. B. ‚Cages‘ oder trikortikale Beckenkammspäne oder bei Korporektomie auch sog. ‚Harmskörperchen‘ implantieren. Dieser Vorteil wird allerdings mit einem zusätzlichen abdominalen bzw. thorakalen Zugang erkauft.

Nach erfolgter Facettektomie bietet sich über die Foramina interarcualia noch eine dritte Möglichkeit zum Erreichen des Intervertebralraums, die sog. ‚TLIF‘ (transforaminale lumbale interkorporelle Fusion).

Die instrumentierte Fusion erfolgt in der Regel unter Verwendung von Pedikelschrauben.

2.3 Schraubeneintrittspunkt und Pedikellage

Der Wahl des korrekten Schraubeneintrittspunktes kommt entscheidende Bedeutung zu. Im Laufe der Entwicklung der Pedikelschraubenimplantation wurden grundsätzlich zwei verschiedene Eintrittspunkte für die transpedikuläre Schraubenimplantation postuliert. So beschrieb Roy-Camille⁵⁷ 1986 erstmals einen von einem medial gelegenen Eintrittspunkt ausgehenden streng sagittalen Schraubenverlauf. Studien von Magerl⁴² und Weinstein^{73,74} hingegen forderten einen weiter lateralen (unterhalb und lateral des Facettengelenks) Schraubeneintrittspunkt. Es wird in der Literatur immer wieder darauf hingewiesen, welche Bedeutung der präzisen Identifikation und Einhaltung des Schraubeneintrittspunktes zukommt. Ist dieser Punkt korrekt gewählt, muss die Schraube in Übereinstimmung mit dem Pedikelwinkel vorgebracht werden. Zur Beschreibung der anatomischen Lage des Pedikels wurden ebenfalls einige Studien unternommen^{58,70,78}.

Dieser Winkel wird im Mittel mit 10° bis 20° in der thorakalen und lumbalen Wirbelsäule angegeben. Lediglich bei Lendenwirbelkörper 5 (L5) ist ein größerer Winkel von bis zu 25° zu wählen. Es sind jedoch große individuelle Abweichungen in verschiedenen Untersuchungen beschrieben. Bei ausgeprägten morphologischen Veränderungen der einzelnen Wirbelkörper (und damit auch ihrer Pedikel), wie sie gerade bei Skoliosen imponieren⁴⁰, sind die individuellen Varianzen noch erheblicher.

Zur intraoperativen Orientierung stand dem Operateur bisher allerdings nur ein über einen Bildwandler erzeugtes zweidimensionales Bild der Wirbelsäule zur Verfügung. Die nur indirekte Beurteilbarkeit des Pedikelverlaufs, verbunden mit sehr individueller Erfahrung, anatomischen Verständnissen, sowie der praktischen Umsetzung in die Dreidimensionalität des Operationssitus durch den Operateur, hat dies zu mitunter erheblichen Schraubenfehlageraten geführt.

Die Rate der Fehlplatzierungen wird in der Literatur stark variierend angegeben. So beschrieb Jerosch²⁸ 1992 einen Prozentsatz von 39,8 %, Haaker^{20,21} in einer Studie von 1995 eine Rate von nur 8,5 %. Castro et al.⁶, die 1996 die Schraubenlage mittels CT zunächst an vier humanen Wirbelsäulen und darauf im klinischen Alltag an 30 Patienten studierten, kamen sogar zu 40 % Fehllageraten in ihrem Patientenkollektiv und zu 25 % bei ihren In-vitro-Versuchen. Roy-Camille⁵⁷ berichtete 1986 von 10 %, Gertzbein und Robbins¹⁶ 1990 von bis zu 19 % und Weinstein et

al.⁷³ ebenfalls in einer In-vitro-Studie von 21 % nicht korrekt intrapedikulär platzierter Schrauben.

2.4 Komplikationen

Komplikationen nach dorsaler Instrumentation lassen sich alle durch die besondere anatomische Lage der Pedikel erklären. Durch die Nachbarschaftsbeziehung zum Spinalkanal, Duraschlauch und den Nervenwurzeln, können insbesondere bei medialer Schraubendeviation variable neurologische Symptome auftreten (bedingt durch direkte Verletzung des Rückenmarks, Verdrängung oder Ausbildung eines intraspinalen Hämatoms z. B. durch Verletzung der Plexus venosi vertebralis externus et internus). In Abhängigkeit von der Richtung der Schraubenfehlage ergeben sich weitere potentielle Komplikationen^{6,11,16,71,75}.

Abweichungen der Pedikelschraube nach kranial/ superior oder kaudal/ inferior können zum Einbruch in die Foramina intervertebralia führen und dort eine Affektion der Spinalnerven bzw. ihrer Ganglia mit Ausbildung radikulärer Symptome verursachen. Laterale Abweichungen vom Pedikel können unter Umständen zu Verletzungen der umgebenden Muskulatur (M. Iliopsoas) oder über Perforationen venöser Gefäße zur Ausbildung von Hämatomen führen, die in ihrer klinischen Konsequenz aber in der Regel wenig bedeutend sind. Bei zu tiefer Präparation bzw. Wahl einer zu langen Pedikelschraube kann es zu Penetrationen der ventralen Wirbelkörperkortikalis kommen. Eine ventral bzw. ventrolateral den Wirbelkörper perforierende Pedikelschraube gefährdet linksseitig neben der Aorta die Segmentgefäße, die Lunge und den Grenzstrang. Auf der rechten Seite ist, neben den drei zuletzt genannten Strukturen, der V. azygos Beachtung zu schenken. Ein weiteres Problem stellt das Materialversagen, sei es durch Materialbrüche oder Ermüdung bei ausbleibender solider Knochenheilung, dar. Ebenfalls zum sekundären Fusionsversagen führen Schraubenlockerungen bei osteoporotischen Knochenveränderungen und Pseudarthrosen.

Eine stark ausgeprägte Osteoporose gilt daher, bezüglich einer Instrumentation mit Pedikelschrauben, als relative Kontraindikation⁵³.

Zusätzlich zeigte sich, dass partiell fusionierte Patienten gehäuft über Beschwerden ober- und unterhalb der operativ verblockten Wirbel, im Sinne einer Überlastung der benachbarten Segmente, dem sog. ‚Stressshielding‘, berichteten. In diesem Zusammenhang wurde 1994 von Krämer³⁵ der Begriff des ‚Postfusionssyndroms‘ geprägt.

2.5 Historische Entwicklung der instrumentierten Wirbelsäulenfusion

Versuche zur operativen Versteifung der Wirbelsäule werden schon seit mehr als einem Jahrhundert beschrieben. Die erste dokumentierte Versteifungsoperation geht auf Hadra²³ zurück, der 1891 den Versuch unternahm, eine dislozierte Halswirbelfraktur mittels Drahtcerclage zu stabilisieren. Seither wurde dieser Therapieansatz intensiv beforscht und mit wechselndem Erfolg immer neue Fusionsmethoden eingeführt. Es entwickelten sich sehr unterschiedliche Therapieansätze. Auf der Suche nach dem Optimum variierte man nicht nur die einzelnen Operationsmethodiken, sondern auch die eingesetzten Materialien. So versuchte Lange ab 1910 mit Hilfe von allogenen Materialien, initial mit Zelluloidstiften, die er mittels Seide an den Dornfortsätzen befestigte und später auch mittels Drähten und Metallstäben, eine stabile Fusion zu erreichen. Parallel dazu wurden Versuche unternommen, mit Hilfe von körpereigenem Material eine knöcherne Fusionierung der Wirbelsäule herzustellen. Wegbereitend war hierbei, neben den theoretischen Grundlagen von Albee und Hibbs (1911), das Verfahren von Bosworth, der 1942 eine dorsale Stabilisierung unter Verwendung eines H-förmigen autologen Beckenknochenspanns durchführen konnte. Der Knochenspan wurde hierzu unter Distraction zwischen zwei benachbarten Dornfortsätzen verklemmt und führte dadurch zur Stabilisierung dieses Bewegungssegmentes. Sie fand insbesondere bei Spondylodiszitiden oder zur lumbosakralen Distractionsspondylodese Anwendung, war zum Teil aber mit sehr hohen Pseudarthrosraten von bis zu 55 % behaftet. Die erstmalige Anwendung von Pedikelschrauben wurde 1948 von King³² beschrieben. Diese konnte sich in der Folgezeit allerdings noch nicht grundlegend

durchsetzten. So wurden immer weitere Versuche zur operativen Fusionierung unternommen.

Auf Holdsworth und Hardy geht der Versuch zurück, mittels Kombination aus H-Span-Spondylodese und Doppelplatte (nach Wilson) die häufige Pseudarthrosenrate zu senken.

Eine Wende in der operativen Therapie der Skoliosen brachten die von Harrington zur Implantation eingeführten Rundstäbe. Diese eigneten sich insbesondere zur langstreckigen Wirbelsäulenversteifung, führten durch eine Abflachung des sagittalen Profils jedoch zur Entstehung eines sog. ‚Flattback- Syndroms‘. Dennoch waren sie lange Zeit dominierend in der operativen Skoliotherapie.

Im Jahre 1988 gelang es Wiltse et al. eine ebenfalls implantatfreie Versorgung zu entwickeln, die auch bei bisegmentalen Fusionen nur noch in 16 % mit Pseudarthrosebildung behaftet war. Bei der Methode nach Wiltse führte eine Anlagerung von kortikospongiösen Spänen, an zuvor dekortizierte Wirbelsäulensegmente, zur Stabilisierung.

Dennoch konnte, trotz aller eingeführter Innovationen, keine Entwicklung die Wirbelsäulen Chirurgie so revolutionieren, wie die Einführung der Pedikelschraube als Fixationspunkt für den Fixateur interne.

Von entscheidender Bedeutung für die Etablierung der Pedikelschraube waren dabei die Arbeiten von Saillant et al.⁵⁸, die mit ihren anatomisch-experimentellen Forschungen zur Lage und Ausrichtung der Pedikel diese erst als mögliche Verankerungspunkte für die Stabilisierung erkannten.

In ihrer Arbeit konnten Simpson et al.⁶⁷ 1993 den Pedikel als stärksten Kraftträger eines Wirbels¹¹ definieren und hatten damit ebenfalls großen Anteil an der rasanten Etablierung der Pedikelschrauben-verankerten Wirbelsäulenfusion.

Ausgehend von den frühen Arbeiten von Roy-Camille und Berteaux⁵⁶ 1976 entwickelten sich die modernen Pedikelschrauben und Fixateur-interne-Systeme seit Anfang der achtziger Jahre zum Standardverfahren der dorsalen lumbalen und thorakalen Fusion.

Mit Einführung der Pedikelverschraubung gelang es, das Indikationsspektrum der operativen Therapien deutlich zu erweitern. Galt die tuberkulöse Spondylodiszitis ursprünglich als Hauptindikation, konnten nun auch Wirbelsäulenfrakturen, initial fehlgeschlagene Bandscheibenoperationen und symptomatische Spondylolisthesen einer operativen Versorgung zugeführt werden.

Die von Dick et al.¹⁰ 1984 entwickelten winkelstabilen Implantatverbindungen für Fixateur interne bedeuteten einen neuen Meilenstein, da mit diesen eine sehr hohe Primärstabilität erreicht werden konnte. Diese wiederum erlaubte sowohl eine sichere Korrektur von Deformitäten und Degenerationen, als auch die suffiziente Reposition und Retention von Frakturen.

Auf der Basis der Fixation an Pedikelschrauben existieren zurzeit an die 200 Fixationssysteme zur dorsalen Stabilisierung der Wirbelsäule. Es kommen unterschiedliche Metalldraht-, Gewindestangen- oder Plattensysteme zur Anwendung.

2.6 Einführung computerassistierter Chirurgie (CAS)

Wie bereits erwähnt, erlangte die Pedikelschraubenfixation über die Jahre als effektive und reliable Methode der Wirbelsäulenstabilisierung eine hohe, weit verbreitete Akzeptanz. Gleichzeitig ist, bedingt durch die sehr individuelle Anatomie der Pedikel, eine sichere und präzise Schraubenplatzierung in bestimmten Fällen nur schwer zu erreichen. Die dreidimensionale Anatomie der Wirbelsäule kann selbst sehr erfahrene Wirbelsäulenchirurgen vor Schwierigkeiten stellen, insbesondere bei komplexen Veränderungen wie Deformitäten, Frakturen oder Neoplasien. Suboptimale Schraubenlagen können jedoch zu schwerwiegenden Komplikationen führen, wie Nerven- oder Gefäßverletzungen oder ungenügende segmentale Stabilität^{6,11,16,71,75}.

Die Fähigkeit zum instrumentellen Umgang mit der dreidimensionalen Komplexität der menschlichen Wirbelsäule kann dabei von Operateur zu Operateur stark variieren. Sie ist neben dem anatomischen Fachwissen desselben auch von der korrekten Interpretation, sowohl der prä- als auch der intraoperativen Bilder abhängig.

Eine direkte visuelle Kontrolle während der Pedikelpräparation ist dem Operateur zu keinem Zeitpunkt möglich und die Orientierung in dem nicht-exponierten Wirbelsäulenabschnitt somit mitunter extrem schwierig. Durch verschiedene morphometrische Studien stehen dem Operateur mittlerweile umfangreiche Informationen zum durchschnittlich zu erwartenden Durchmesser und zum

Winkelverlauf der Pedikel der unterschiedlichen Wirbelsäulenabschnitte zur Verfügung^{33,40,78}. Bei annähernd normalen Wirbelsäulenverhältnissen sind diese statistischen Erkenntnisse, insbesondere für die präoperative Planung und die standardisierte Durchführung der Pedikelpräparation, von großer Bedeutung. Sie vermitteln auch bei eingeschränkter Übersicht eine gewisse, zumindest statistische, Sicherheit. Angesichts der hohen inter- und intraindividuellen Variationsbreite der Pedikel- und Wirbelkörperanatomie, sind sie zur individuellen Beurteilung, gerade bei stark morphologisch veränderten Wirbelsäulen, aber nur von eingeschränktem Nutzen.

Die Durchleuchtung mit Hilfe eines mobilen Bildwandlers hat sich als sinnvolles Werkzeug zur intraoperativen Bildgebung erwiesen. Sie kann aber immer nur eine zweidimensionale Darstellung der komplexen dreidimensionalen Strukturen anbieten. Die exakte Beurteilung von Lage und Ausrichtung der Pedikel und damit der Weg der Präparation müssen somit durch die korrekte Interpretation dieses Bildmaterials durch einen erfahrenen Operateur erfolgen.

Bedenkt man den unbestritten hohen Stellenwert der Pedikelschraubenfixation für die operative Wirbelsäulenfusionierung, gleichzeitig aber auch die derzeit übliche Art der intraoperativen Bildgebung in einem derart sensiblen Operationsgebiet und die damit assoziierten, zum Teil gravierenden Komplikationen, erklärt sich das forcierte Streben der letzten Jahre nach technischer Modifikation zur Verbesserung von Präzision und Sicherheit der Methode.

Aus dieser Zielsetzung heraus entwickelte sich die sog. stereotaktische, bildgeführte computerassistierte Chirurgie.

Ihren Ursprung nahmen die stereotaktischen Operationen bereits Anfang des zwanzigsten Jahrhunderts. Ziel der stereotaktischen Operationen war die Entwicklung eines technischen Konzepts, basierend auf einem standardisierten anatomischen Modell, zur Verbesserung der Operationspräzision. Durch die möglichst exakte intraoperative Umsetzung einer intensiven präoperativen Planung sollte eine deutliche Senkung der Komplikationsrate und die Vermeidung von Kollateralschäden erreicht werden. Bedingt durch die Sensibilität der anatomischen Strukturen, kam der Neurochirurgie in diesem Bereich die unangefochtene Vorreiterstellung zu.

Bereits 1906 stellten Clarke und Horsley ihren sog. ‚Stereotaktischen Apparat‘ vor. Mit dessen Hilfe war es möglich, unter maximaler Schonung des umgebenden

Gewebes, Zielregionen im Gehirn zu erreichen, deren Lage zuvor auf einem anatomischen Atlas markiert worden war. Anwendung und Modifikation erfuhren diese Konzepte lange Zeit nur in der Neurochirurgie zur Therapie im Bereich des Kraniaums. Entscheidende Entwicklungen in der klinischen Anwendung ereigneten sich vor allem in den letzten beiden Jahrzehnten, nach Erfindung der dreidimensionalen Bildgebung durch die Computertomographie bzw. die Magnetresonanztomographie und die Unterstützung durch leistungsstarke Computersoftware.

Der erste Schritt in der computerassistierten Chirurgie wurde ebenfalls im Bereich der Neurochirurgie unternommen. Es wurde ein sog. ‚Reference frame‘ präoperativ fest an der Kalotte fixiert und im Anschluss eine Computertomographie durchgeführt. Anhand dieses Computertomogramms und durch die Entwicklung einer entsprechenden Computersoftware konnte nun eine dreidimensionale Darstellung des ‚gescannten‘ Gebietes – Schädel mit fixiertem Referenz-Rahmen – errechnet und diese dem Operateur über einen Monitor dargestellt werden. Dieser Rahmen, versehen mit Infrarotlicht-emittierenden Elementen, stellte eine mit dem Schädel festverbundene Einheit dar, deren Bewegungen von der Infrarotkamera erkannt und an die Computerstation übermittelt werden konnte. Über die erwähnten Infrarotlicht-emittierende bzw. reflektierenden Elemente, sog. ‚light emitting diodes‘ (‚LEDs‘), konnte so auch jede Bewegung des Schädels und seiner Binnenräume dreidimensional am Monitor visualisiert werden. Die Operationsinstrumente wurden ebenfalls mit diesen ‚LEDs‘ ausgerüstet. Sie konnten dadurch, bezüglich ihrer Lage im Raum, und somit auch im Schädel von der Kamera erkannt und am Bildschirm dargestellt werden. Auf diese Weise war es erstmals gelungen, eine Operation in Echtzeit am Monitor virtuell zu verfolgen. Operationsgebiete, die der direkten visuellen Kontrolle verborgen bleiben, konnten so unter unmittelbarer virtueller dreidimensionaler Darstellung kontrolliert operiert werden.

In der orthopädischen Wirbelsäulen Chirurgie erschien die Anwendung rahmenbasierter Systeme, schon allein auf Grund des umgebenden Weichteilmantels, lange Zeit als nicht praktikabel. Erst vor gut zehn Jahren, nach Entwicklung sogenannter rahmenloser Systeme, hielt die computerassistierte Chirurgie (CAS) ebenfalls Einzug in die Wirbelsäulen Chirurgie.

Erste Versuche wurden von Amiot et al.² (Montréal) und Nolte et al.^{46,47,48} (Bern) 1995 veröffentlicht. Beide beschrieben, zunächst unabhängig von einander,

In-vitro-Analysen. Nolte bohrte 20 navigierte Löcher in menschliche Wirbelkörper, basierend auf einem präoperativ durchgeführten Computertomogramm. Die Präzision der computerassistierten Pedikelpräparationen wurde anschließend über insgesamt 77 Gewebeschnitte kontrolliert. Eine Perforation wurde nicht gefunden, 91 % der Bohrlöcher lagen „ideal“ im Pedikel. Von der ersten klinischen Anwendung an drei Patienten konnten Nolte et al.⁴⁹ bereits ein Jahr später berichten. Auch in diesem Fall wurden keine Verletzungen der Pedikel gefunden. Postoperativ wurden allerdings nur Standard-Röntgenaufnahmen durchgeführt (keine Computertomographie). Amiot² führte seine ersten Versuche an drei Schafswirbelsäulen und einem künstlichen Modell durch und erreichte eine Genauigkeit zur präoperativen Planung von 83,3 %.

In der Folgezeit fanden Computersysteme in der Wirbelsäulenchirurgie zunehmend Anwendung. So veröffentlichten zum Beispiel Glossop et al.¹⁸ 1996 ihre In-vitro-Studie zur Genauigkeit der Pedikelpräparation mit Kirschnerdrähten unter Verwendung von ‚CAOS‘ (‚Computerassistierte orthopädische Chirurgie‘). Von ihren Erfahrungen, sowohl in labortechnischen, als auch in klinischer Anwendung, berichteten Foley et al.¹³ 1996. Eine weitere Untersuchung zur Präzision der Pedikelschraubenapplikation mit Hilfe eines computerkontrollierten bildgeführten Systems stellten Kamimura et al.³⁰ 1999 vor. Es folgten diverse weitere Studien.

Es war nun offensichtlich gelungen, dem Operateur eine Möglichkeit zu verschaffen, die zuvor erarbeitete präzise präoperative Planung, in der Regel auf einer Computertomographie beruhend, unterstützt durch eine virtuelle Echtzeitsimulation, auch intraoperativ millimetergenau umzusetzen.

Unterstützt durch Computertechnik konnten sich zwei verschiedene Arten von Operationssystemen etablieren:

- 1.) chirurgischen Navigationssysteme, die als passive Elemente, über eine Lagevermessung speziell ausgerüsteter Instrumente im Raum, ein Positionsfeedback an den selbstständig agierenden Operateur via Monitor vermitteln und damit als Orientierungshilfe dienen
- 2.) Robotersysteme, die im Gegensatz dazu einzelne Arbeits-/ Operationsschritte nach vorheriger Planung eigenständig aktiv, ohne Interaktion des Operateurs, durchführen

Neben der hier verwendeten Computertomographie wurden auch andere physikalische Messprinzipien beschrieben. So waren die Magnetresonanztomographie, die Ultraschallmessung und die Verwendung von elektromagnetischen ‚Trackern‘ Ziele einzelner Studien. Durchsetzen konnten sich die beiden letztgenannten Verfahren allerdings bisher nicht.

Die Navigation setzt in der Regel einen (präoperativ) gewonnenen, dreidimensionalen, geometrisch präzisen digitalen Datensatz voraus. Neben der Computertomographie bietet auch die Magnetresonanztomographie dreidimensionale und digitale Informationen ohne Strahlenbelastung für den Patienten. Auf Grund der im Vergleich zum CT größeren geographischen Ungenauigkeit und dem schlechteren Knochen-Weichteil-Kontrast hat sich die Magnetresonanztomographie in der präoperativen Bildgebung aber bisher nicht durchsetzen können. Die intraoperative Datengewinnung auf der Basis intraoperativer Durchleutungsaufnahmen hat in der Zwischenzeit zunehmend an Bedeutung gewonnen.

2.7 Skoliosen

Im Folgenden sollen die in unserer Studie zur operativen Versorgung erfassten Diagnosen definiert und bezüglich Ätiologie, morphologischer Einteilung, Klinik, Diagnostik und Therapie kurz dargestellt werden.

2.7.1 Definition der Skoliose

„Unter Skoliose versteht man eine strukturelle Verkrümmung der Wirbelsäule in der Frontalebene, die mit einer Torsion der Wirbelkörper verbunden ist und mit einer Teilversteifung der betroffenen Segmente einhergeht.“

(Jäger/ Wirth²⁷)

2.7.2 Einteilung und Ätiologie der Skoliose

Die Einteilung der Skoliosen orientiert sich sowohl an ihrer Ätiologie, als auch an ihrer Morphologie.

Rein morphologisch lässt sich nach Cotta⁹ der größte Teil der Skoliosen in C-förmige Skoliosen, auch als Totalskoliose bezeichnet, und S-förmige Skoliosen, sogenannte partielle Skoliosen einteilen. Tripelskoliosen sind dagegen relativ selten.

Über die Zeit entstanden je nach Autor und Erkenntnisstand immer neue Vorstellungen zur Ätiologie der Skoliose und damit immer neue Gruppierungen.

So unterschied Cobb⁸ vier Gruppen: eine myopathische, eine osteopathische, eine neuropathische und eine idiopathische Form.

Obwohl die Ursachen der Entstehung einer Skoliose noch nicht entgültig geklärt sind, kann festgestellt werden, dass biomechanische Größen, wie die Biegesteifigkeit der Wirbelsäule und die Kräfte der Muskulatur einen wesentlichen Einfluss auf die Erkrankung haben.

Die Skoliosen, für die die Ursache bis heute nicht eindeutig geklärt werden konnte, werden als idiopathische Skoliosen bezeichnet. Sie machen mit bis zu 90 % den Großteil der Erkrankungen aus. Es wäre jedoch zu erwarten, dass bei genauerer Untersuchung weitere idiopathische Skoliosen einer bekannten Genese zugeordnet werden könnten. So konnte 1991 von Burwell gezeigt werden, dass bis zu 50 % der sogenannten idiopathischen Skoliosen eine okkulte neurale Schädigungen, zum Beispiel in Form einer spinalen Syrinxbildung, zugrunde liegen.

Die gebräuchlichste Einteilung der nicht-idiopathischen Skoliosen geht auf Goldstein und McAlister zurück²⁷:

1.) Neuropathische Skoliosen:

- a.) Poliomyelitis
- b.) Meningomyelozele
- c.) spinozerebellare Degeneration:
Friedreichsche Erkrankung, Charcot-Marie-Tooth-Syndrom, Roussy-Levy-Syndrom
- d.) spinale Muskelatrophie:
Werdnig-Hoffmann-Syndrom, Kugelberg-Welander-Syndrom
- e.) Syringomyelie
- f.) traumatische Rückenmarksläsionen
- g.) Rückenmarkstumoren
- h.) andere neurologische Erkrankungen

- 2.) Myopathische Skoliosen:
 - a.) Arthrogrypose
 - b.) Muskeldystrophie
- 3.) kongenitale Skoliosen
- 4.) Neurofibromatose
- 5.) Mesenchymstörungen:
 - a.) Marfan-Syndrom
 - b.) Ehlers-Danlos-Syndrom
 - c.) andere
- 6.) Rheumatische Erkrankungen
- 7.) Posttraumatische Veränderungen:
 - a.) Wirbelfraktur
 - b.) iatrogen (nach Laminektomie, Thorakoplastik, Bestrahlung)
- 8.) Extraspinale Kontrakturen :
 - a.) nach Empyem
 - b.) nach Verbrennungen
- 9.) Osteochondrodystrophien:
 - a.) Diastrophic dwarfism
 - b.) Mukopolysaccharidosen
 - c.) spondyloepiphysäre Dysplasie
 - d.) multiple epiphysäre Dysplasie
 - e.) andere
- 10.) Knocheninfektionen:
 - a.) akut
 - b.) chronisch
- 11.) Metabolische Erkrankungen:
 - a.) Rachitis
 - b.) Osteogenesis imperfecta
 - c.) Homozystinurie
 - d.) andere
- 12.) Veränderungen im Bereich des Lumbosakralgelenkes:
 - a.) Spondylolyse und Spondylolisthese
 - b.) angeborene Anomalien der Lumbosakralregion
- 13.) Tumoren:
 - a.) Wirbelsäule
 - b.) Rückenmark

2.7.3 Bewertung des Ausmaßes einer Skoliose

Bei der Skoliose handelt es sich um eine komplexe dreidimensionale Deformität der Wirbelsäule. Es kommt zu einer Abweichung der Wirbelsäule von der Norm in der Frontalebene, was zur typischen Seitverkrümmung führt. In der Sagittalebene tritt sie z. B. in Form einer Kyphose und in der Horizontalebene als Torsion der Wirbelkörper zueinander mit charakteristischem Rippenbuckel in Erscheinung.

Zur Beurteilung des Ausprägungsgrades einer Skoliose werden die Abweichungen diese drei Qualitäten bezüglich der Abweichung von der Norm bestimmt. Neben der klinischen Untersuchung ist dazu die radiologische Bildgebung von entscheidender Bedeutung.

Bei der klinischen Untersuchung sollte, neben der detaillierten Exploration der Wirbelsäulenfunktion, auch der Allgemeinzustand, das Skeletalter, die Reifeentwicklung, das Körpergewicht, die Körperlänge, die Sitzhöhe und die Lungenfunktion des Patienten beurteilt werden.

Über die Bildgebung erhält man weitere entscheidende Auskünfte und darüber hinaus eine standardisierte Möglichkeit, das Ausmaß der morphologischen Veränderungen zu bestimmen.

Neben der Wirbelsäulenganzaufnahme im posterio- anterioren und seitlichen Strahlengang, der Röntgenaufnahme in der Wahlebene, zur Reduktion der torsionsbedingten Verschleierung des kyphoskoliotischen Winkels und der tangentialen Aufnahme des Rippenbuckels, stehen mit den sogenannten ‚Bending-Aufnahmen‘ auch Funktionsaufnahmen der Wirbelsäule zur Verfügung.

Mit Hilfe der ‚Bending-Aufnahmen‘, Röntgenaufnahme in maximaler Seitbiegung nach rechts und links, kann die Rigidität bzw. die verbleibende Flexibilität der skoliotisch veränderten Wirbelsäule erfasst und damit die Korrigierbarkeit der Fehlbildung dokumentiert werden. Durch die maximal mögliche Lateralflexion (passiv und/ oder aktiv) zur Konvexseite kommt es zur Aufhebung bzw. Entkrümmung der Skoliose, ein Zeichen für die noch vorhandene Mobilität.

Um das Ausmaß der skoliotischen Deviation standardisiert bestimmen zu können, hat sich die Messung der Krümmung in der Frontalebene nach Cobb⁸ und die Bestimmung der Rotation in der Horizontalebene der Wirbelsäule nach Nash und Moe⁴⁵ etabliert.

2.7.3.1 Messung der Krümmung nach Cobb

Hierzu gibt es zwei gängige Methoden, die nach Fergusson und die nach Cobb⁸. Letztere wird als internationaler Standard von der American Scoliosis Research Society empfohlen und soll im Folgenden kurz beschrieben werden:

- Anfertigen einer a.p. Röntgenübersicht über die gesamte Wirbelsäule mit Schädelbasis- und Beckenanschnitt
- Auswahl des oberen und unteren Endwirbels der Krümmung (Wirbel, der am stärksten zur Horizontalen geneigt und am wenigsten rotiert ist)
- Fällen eines Lots auf die Verlängerung der kranialen Deckplatte des oberen Endwirbels und die kaudale Deckplatte (Grundplatte) des unteren Endwirbels
- Bestimmung des von den beiden Loten eingeschlossenen Winkels als sog. ‚Cobb-Winkel‘

Abb.1

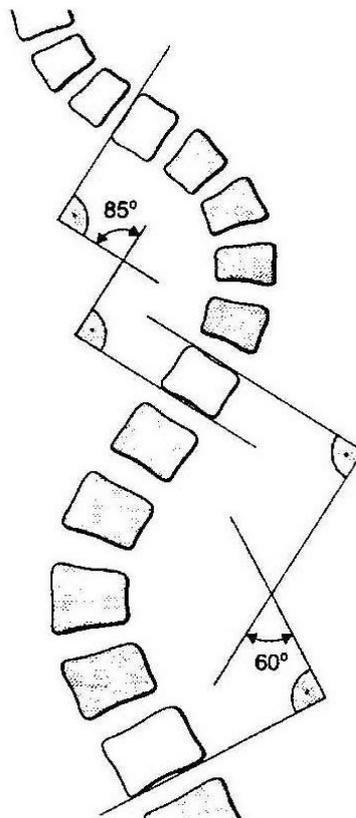


Abbildung der Messmethode des Krümmungswinkels nach Cobb bei einer Skoliose mit 85° thorakal und 60° lumbal

2.7.3.2 Bestimmung der Rotation nach Nash und Moe

Mittels einer Wirbelsäulen-Röntgen-Übersichtsaufnahme wird die Relation der Bogenwurzel zum Wirbelkörperperrand bestimmt. Es werden vier Grade der Torsion unterschieden:

- Grad I: konvexe Bogenwurzel leicht zur Mittellinie hinverschoben, die konkave Bogenwurzel überlappt den Wirbelkörperperrand
- Grad II: konvexe Bogenwurzel weiter zur Mittellinie verlagert, ohne diese zu berühren
- Grad III: konvexe Bogenwurzel nimmt Position in der Mittellinie ein
- Grad IV: konvexe Bogenwurzel hat Mittellinie überschritten

2.8 Spinalkanalstenose

Unter einer Spinalkanalstenose versteht man jede Form der ossären oder disco-ligamentären Einengung im Bereich des zentralen Wirbelkanals oder des Nervenwurzelkanals. Die Stenose kann angeboren oder erworben sein. Einen kongenital verengten Spinalkanal findet man zum Beispiel bei der Achondroplasie, bei der es neben einer vorzeitigen Verschmelzung der Knochenkerne von Wirbelkörper und Wirbelbögen, durch ein exzessives appositionelles Wachstum der Wirbelbögen, zu einer ausgeprägten Vertebrostenose kommt. Dysraphische Störungen und fehlerhafte Wirbelsegmentationen können über eine Hypoplasie der Wirbelgelenke oder eine Synostose der Dornfortsätze bzw. der Wirbelbögen ebenfalls eine Einengung des Spinalkanals verursachen. Die häufigste Form stellt jedoch die sekundär erworbene, degenerative Stenosierung dar.

An dieser Veränderung können alle, den Wirbelkanal begrenzende Strukturen, beteiligt sein. So finden sich häufig osteophytäre Randveränderungen der Wirbelkörper bzw. ihrer Facettengelenke, in Form von Spondylosen oder Spondylarthrosen, als auch Nucleus pulposus Prolapse, Ligamentverdickungen,

Flavumhyperplasien oder -verkalkungen, seltener Frakturen und Neoplasien. Die Spondylolisthese nimmt eine Sonderstellung ein.

Das grundsätzlich bestehende Missverhältnis zwischen nervalen Strukturen und dem Raumangebot des Wirbelkanals führt zu einer mechanisch-ischämischen Schädigung des Rückenmarks und manifestiert sich durch die typische Klinik der *Claudicatio intermittens spinalis*.

Bildgebendes Verfahren der Wahl ist die Myelographie im a.p. und seitlichen Strahlengang, sowie die MRT.

Die Stenosierungen imponieren dabei meist durch multiple, segmentbezogene Füllungsdefekte. Eine weitere röntgenologische Möglichkeit zur Darstellung von Einengungen der Intervertebralforamina stellt die Schrägaufnahme der Wirbelsäule dar. Der Patient wird dazu in seitlicher Kippung um 45° gelagert.

Nach Ausschöpfen der konservativen Behandlung in Form von antiinflammatorischer und myotonolytischer Medikation und physiotherapeutischen/ physikalischen Anwendungen, liegt das therapeutische Ziel in der operativen Dekompression der Engstelle und gegebenenfalls der dorsalen Spondylodese via Instrumentation bei Zeichen von Instabilität.

2.9 Spondylolisthese

Unter Spondylolisthese, dem sog. Wirbelgleiten, versteht man das Gleiten eines Wirbels zusammen mit dem vorderen Anteil eines Bogens, den Querfortsätzen und den oberen Gelenkfortsätzen über den nächst tiefer gelegenen Wirbel nach vorne. Gleichzeitig kommt es durch ein Fehlwachstum der Grund- und Deckplatte des betroffenen Bewegungssegmentes zu einem Verkippen des oberen Wirbels. Im Extremfall kann es dabei bis zu einem kompletten Abkippen des kranialen Wirbelkörpers nach ventral mit Eintauchen in das Becken kommen, zur sog. Spondylooptose.

Die Spondylolisthese wird fast ausschließlich im Bereich der Lendenwirbelsäule (LWS) und hier insbesondere in Höhe L5/ S1 beobachtet, deutlich seltener bei L4/5 und L3/4. Sie ist mit einer Häufigkeit von etwa 6 % eine für den aufrecht gehenden Menschen typische Erkrankung.

Nach der Ätiologie lassen sich die Spondylolisthesen nach Wiltse in eine isthmische, eine dysplastische, eine degenerative und eine pedunkuläre Form klassifizieren, wobei die isthmische Form der Spondylolisthese am häufigsten auftritt. Eindeutig lässt sich die Genese des Wirbelgleitens bisher nicht klären. Mechanische Faktoren werden allerdings als bedeutendes Argument angesehen, möglicherweise auf Grundlage einer dysplastischen Interartikularportion.

Klinisch manifestiert sich die Spondylolisthese zwischen dem fünften und zehnten Lebensjahr mit einer möglichen Progredienz bis etwa zum 15. Lebensjahr.

Spätere Erstmanifestationen sind mit Ausnahme der traumatischen und der degenerativen Form selten.

Neben typischerweise auftretenden chronisch-rezidivierenden Lumbalgien werden auch radikuläre Schmerzausstrahlungen beschrieben. Beim Kind imponiert die Spondylolisthese oft als Syndrom der Hüftlendenstrecksteife und in Form eines spastischen Gangbildes.

In der Röntgendiagnostik werden außer den üblichen Aufnahmen in anterior-posteriorem und seitlichem Strahlengang Aufnahmen in 45° Rotation angefertigt. Die mögliche Lysezone im Bereich der Interartikularportion zeigt sich hierbei wie das Halsband einer Hundefigur. Die Myelographie oder die MRT ist bei radikulären Ausfällen indiziert.

Die Therapie der Spondylolisthese erfolgt in der Regel konservativ mittels Physiotherapie. Bei Beschwerdepersistenz mit Progredienz des Gleitens kann eine operative Fusionierung mit oder ohne Instrumentation indiziert sein.

3. Material und Methoden

3.1 Patientenklientel

In unsere prospektive Studie wurden alle Patienten aufgenommen, die zwischen November 2000 und November 2001 einer dorsalen Instrumentation mit Pedikelschrauben unterzogen wurden. Die Pedikelschrauben wurden innerhalb jeder Operation sowohl mit Hilfe ‚Computerassistierter Orthopädischer Chirurgie‘ („CAOS“) als auch konventionell via Bildwandler implantiert, so dass unsere Studie einen intraindividuellen Vergleich beider Systeme bezüglich Qualität und benötigter Zeitdauer gestattet.

Von diesen Patienten wurden intraoperativ die Zeitdauer jeder einzelnen Schraubenimplantation und postoperativ die Schraubenlagen mittels Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen und Magnetresonanztomographie bzw. Computertomographie standardisiert dokumentiert. Zusätzlich wurde die radiologisch erfassbare postoperative Korrektur bei den Skoliosen („Cobb-Winkel“) durch einen Vergleich mit den präoperativen Röntgenaufnahmen festgehalten.

Nach diesem Regime wurden 16 Patienten operiert.

Neun Patienten waren weiblichen (56,25 %), sieben männlichen Geschlechts (43,75 %).

3.1.1 Schraubenverteilung

Insgesamt wurden 49 Wirbelkörper instrumentiert, davon 30 Wirbelkörper (61,2 %) computerassistiert navigiert und 19 Wirbelkörper (38,8 %) konventionell mittels Bildwandler.

In diese 49 Wirbelkörper wurden insgesamt 92 Pedikelschrauben implantiert, wobei wiederum 57 Schrauben (62 %) mittels Computernavigation und 35 Schrauben (38 %) herkömmlich, unter Zuhilfenahme eines Bildwandlers, eingebracht wurden.

Dabei entfallen auf die einzelnen Wirbelkörper:

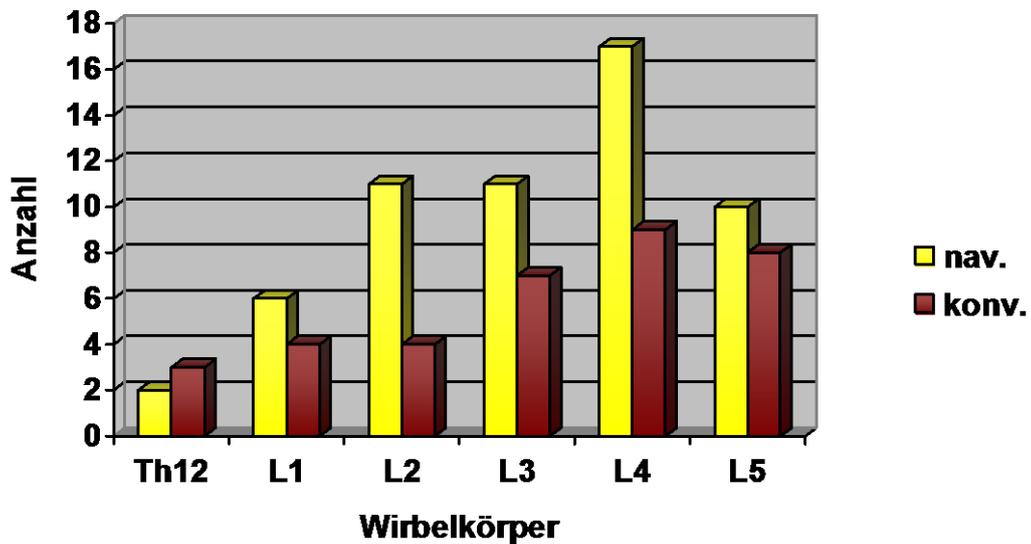
- Computernavigiert auf Th12 zwei, auf L1 sechs, auf L2 und L3 elf, auf L4 17 und auf L5 zehn Schrauben,
- herkömmlich auf Th12 drei, auf L1 und L2 vier, auf L3 sieben, auf L4 neun und auf L5 acht Schrauben (Tab. 1, Abb.2)

Tab. 1

Wirbel	nav. Schraube	konv. Schraube
Th12	2x	3x
L1	6x	4x
L2	11x	4x
L3	11x	7x
L4	17x	9x
L5	10x	8x
Σ	57x	35x

Tabellarische Darstellung der Verteilung der Schrauben je nach Art der Instrumentation auf die einzelnen Wirbel

Abb. 2



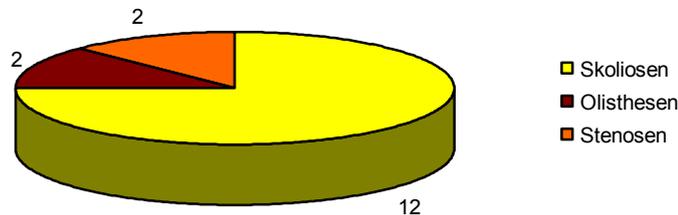
Graphische Darstellung der Verteilung der Schrauben auf die einzelnen Wirbel, je nach Art der Instrumentation

3.1.2 Diagnosen

Die Patientenklientel kann entsprechend der Grunderkrankungen in drei Gruppen unterteilt werden. Zwölf Patienten (75 %) wurden auf Grund einer Skoliose, zwei Patienten (12,5 %) auf Grund einer Spondylolisthese und weitere 2 Patienten (12,5%) auf Grund einer Spinalkanalstenose operiert.

58,3 % der Skoliosepatienten (sieben) waren Frauen, 41,7 % Männer (fünf). Alle Spondylolisthesepatienten (zwei) waren Frauen, während das Patientengut mit Diagnose Spinalkanalstenose (zwei) ausschließlich aus Männern bestand.

Abb. 3



Graphische Darstellung der Diagnosenverteilung

3.1.2.1 Schraubenverteilung Skoliosen

Auf die 12 Skoliosepatienten entfallen dabei 73,5% der instrumentierten Wirbelkörper.

Von den insgesamt 70 Pedikelschrauben (76,1 %) wurden 43 in 23 Wirbelkörpern navigiert implantiert und 27 in 15 Wirbelkörpern (bei zwei Patienten wurde jeweils ein Wirbel mit beiden Methoden instrumentiert) herkömmlich mit Bildwandler eingebracht. Verteilt auf die einzelnen Wirbelkörper wurden in Th12 fünf Schrauben, in L1 zehn, L2 elf, L3 zwölf, L4 18 und in L5 14 Schrauben eingebracht.

Die sowohl prä- als auch postoperativ ermittelten ‚Cobb-Winkel‘, als Indikator für die Schwere der Fehlbildung bzw. ihrer Korrektur, sind in tabellarischer Form dargestellt (Tab. 3, 4 und 9, Abb. 4).

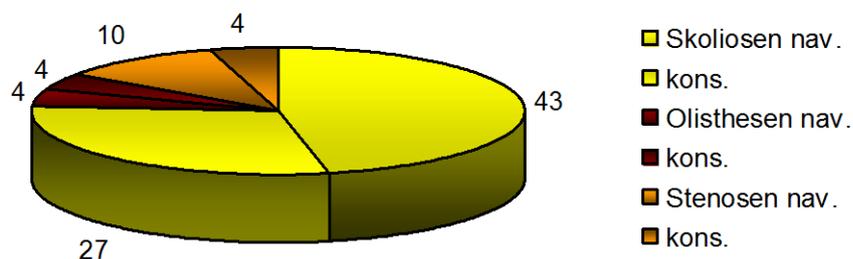
3.1.2.2 Schraubenverteilung Spondylolisthesen

Zur dorsalen Stabilisierung der Spondylolisthesen wurden insgesamt vier Wirbelkörper (acht Pedikelschrauben) instrumentiert, zwei davon navigiert (vier Schrauben) und zwei herkömmlich mit Bildverstärker (vier Schrauben). Dabei entfielen auf L4 vier Schrauben, auf L3 und L5 jeweils zwei Schrauben (Tab. 3 und 4, Abb. 4).

3.1.2.3 Schraubenverteilung Spinalkanalstenosen

Zur Dekompression der beiden Spinalkanalstenosen wurden in sieben Wirbelkörper 14 Pedikelschrauben implantiert. Zehn Schrauben wurden unter ‚Computerguidance‘, vier Schrauben konventionell unter Durchleuchtung eingebracht, jeweils vier Schrauben in L2, L3 und L4 und zwei Schrauben in L5 (Tab. 3 und 4, Abb. 4).

Abb.4



Graphische Darstellung der Schraubenverteilung auf die einzelnen Diagnosen je nach Art der Instrumentation

Tab. 3

Wirbelkörper	Skoliosen	Spondylolisthesen	Spinalkanalstenosen	
Th12	5x			
L1	10x			
L2	11x		4x	
L3	12x	2x	4x	
L4	18x	4x	4x	
L5	14x	2x	2x	
Σ	70x	8x	14x	92x

Tabellarische Darstellung der Schraubenverteilung auf die einzelnen Diagnosen und Wirbelkörper

Tab. 4

Diagnose	Schrauben		Σ
	Nav.	Konv.	
Skoliosen	43	27	70
Spondylolisthesen	4	4	8
Spinalkanalstenosen	10	4	14

Tabellarische Darstellung der Verteilung der Schrauben je nach Art der Instrumentation auf die einzelnen Diagnosen

3.1.3 Altersverteilung des Patientengutes

Das durchschnittliche Alter des Patientenkollektivs zum Zeitpunkt der Operation betrug 27,75 Jahre [zehn bis 76 Jahren].

Für die einzelnen Diagnosen ergeben sich drei Altersgipfel:

- 14 Jahre im Durchschnitt bei den Skoliosen
- 39,5 Jahre bei den Spondylolisthesen und
- 69,5 Jahre bei den Spinalkanalstenosen.

3.2 Datenerhebung

3.2.1 Zeitnahme

Neben der Beurteilung der Qualität der ‚CAOS-Navigation‘ durch ein postoperatives Schnittbildverfahren, war auch die Dokumentation und die vergleichende Bewertung der benötigten Zeitdauern für die einzelnen Schraubenimplantationen bei beiden Operationsmethoden Ziel unserer Studie.

Intraoperativ wurden die verschiedenen Zeiten nach folgendem Schema und Protokoll (siehe Anhang 7.1 „Protokolle“) standardisiert bestimmt.

Neben der Dokumentation der Gesamtoperationszeit – vom Hautschnitt bis Ende der Hautnaht – wurde die Zeit pro Pedikelschraubenimplantation, differenziert nach Anwendung des Computersystems oder des Bildwandlers gemessen.

3.2.1.1 Methodik der Zeitnahme navigiert

Zunächst zum weiteren Prozedere bei Gebrauch des ‚CAOS-Computer-Systems‘: Zum Angleichen des präoperativ angefertigten Computertomogramms an den dargebotenen Operationssitus und damit als Grundvoraussetzung zur Gewährleistung einer Pedikelinstrumentation in ‚Realtime‘, erfolgt das sogenannte ‚Matching‘. Die gemessene ‚Matchingdauer‘ ist definiert als die Zeit, die vom Aufschrauben der sogenannten ‚DRB‘ (‚Dynamische Referenz Basis‘) bis zum Ende der ‚Verification‘ – Beurteilung der ‚Matchingqualität‘ - benötigt wird. Der Vorgang des ‚Matchings‘ erfolgt einmalig pro Wirbelkörper, beziehungsweise pro ‚fixierter Einheit‘. Dieser geht deshalb in die Berechnung der Instrumentationsdauer pro Schraube auch jeweils nur zur Hälfte ein.

Es folgt die eigentliche Instrumentierung der einzelnen Pedikelschraube.

Die Erhebung der Zeitdauer pro Schraube lässt sich zum einen in die Zeitdauer für die Präparation des Bohrkanals (Präparationszeit) – vom Beginn mit dem sogenannten ‚Starter‘, über das Vertiefen mit der sogenannten Vertiefungsahle bis zum virtuellen Berechnen der Schraubenlänge – und zum anderen in die Zeitdauer für das eigentliche Einbringen der Schraube in den präparierten Pedikel (Implantationszeit) unterscheiden.

Die Gesamtzeit pro Schraube, navigiert mit ‚CAOS‘, lässt sich somit berechnen als Summe der Präparations- und Implantationszeit pro Schraube und der Hälfte der ‚Matchingzeit‘ pro Wirbelkörper.

Als Präparationszeit sei im Folgenden lediglich die Aufbereitung (Präparation) des einzelnen Pedikels zur eigentlichen Schraubenimplantation gemeint und nicht die chirurgische Darstellung des Wirbelkörpers, begonnen mit dem Hautschnitt (Vorbereitungszeit).

Die Zeit pro Schraube ergibt sich aus:

- der ‚Matchingzeit‘ pro instrumentiertem Wirbel (ab Aufschrauben der ‚DRB‘ bis zur Beendigung der ‚Verification‘) geteilt durch zwei
- Zeit für Präparation des Pedikels mit ‚Starter‘ und Vertiefungsahle (Präparationszeit) plus Zeit für die eigentliche Implantation der Schraube pro Schraube (Implantationszeit)

$$\Rightarrow \frac{\text{Zeit}}{\text{Schraube}} = \frac{\text{Matchingzeit} + 2 (\text{Präp.-} + \text{Implantationszeit})}{2}$$

3.2.1.2 Methodik der Zeitnahme konventionell

Sind die Schrauben konventionell mit Hilfe eines Bildwandlers in die Pedikel eingebracht worden, wurde die Zeitdauer auf folgende Weise ermittelt: Zunächst wurde die Zeit gemessen, die zur Präparation der Bohrlöcher benötigt wurde, also vom Einbringen eines Kirschner-Drahtes, dem Eröffnen der Kortikalis mit dem ‚Starter‘ bis zum Ende der Präparation mit der Vertiefungsahle (Präparationszeit). Anschließend wurde die Zeit für die Schraubenimplantation selbst registriert. Bei der konventionellen Methode diente das Durchleuchten mit einem mobilen Bildwandler der Orientierung über die Ausrichtung des Pedikels und der intraoperativen Evaluierung der Schraubenlage im Pedikel. Die Zeit, die dafür benötigt wurde – Durchleuchtungszeit selbst plus Zeitdauer für die Anwendung des sog. C-Bogens – wurde ebenfalls dokumentiert. Somit kann für die konventionelle Methode die Zeit pro Pedikelschraubenimplantation als Summe der Präparations- und der Implantationszeit und der Zeit für Durchleuchten und Anwendung des Bildwandlers errechnet werden.

Die Zeit pro Schraube ergibt sich aus:

- der Zeitdauer für Präparation des Pedikels mit ‚Starter‘ und Vertiefungsahle (Präparationszeit) und der Zeitdauer für die eigentliche Implantation der Schraube (Implantationszeit) pro Schraube
- Zeitdauer für die Anwendung des Bildwandlers pro Schraube

$$\Rightarrow \frac{\text{Zeit}}{\text{Schraube}} = \text{Präp.-} + \text{Implantationszeit} + \text{Zeit für BV}$$

3.2.2 Schraubenlage postoperativ

Wie die Erhebung der Implantationszeiten, erfolgte auch die Auswertung der Pedikelschraubenlage nach einem standardisierten Schema und Protokoll (siehe Anhang 7.1 „Protokolle“).

Im Verlauf des postoperativen stationären Aufenthaltes wurden von jedem Patienten Röntgen-Übersichtsaufnahmen der Wirbelsäule, im antero-posterioren und im lateralen Strahlengang, durchgeführt. Diese dienten insbesondere der Beurteilung des Operationserfolges, sprich der Verbesserung/ Normalisierung der Wirbelsäulen-anomalie und der Dokumentation der postoperativen Langzeitentwicklung. Zusätzlich lassen sie eine grobe Bestimmung der Schraubenlage im Bezug auf den Pedikel zu^{4,12,16,19,20,21,28,37,59,64,76,77}.

Um jedoch eine exakte Evaluation der Pedikelschraubenlage zu gewährleisten, führten wir postoperativ Schnittbildverfahren durch. Dazu dienten sowohl die Computertomographie als auch die Magnetresonanztomographie.

Da unsere Patienten-klientel mit durchschnittlich knapp 28 Jahren, davon alleine 75 % jünger als 19 Jahre (im Durchschnitt nur 14 Jahre), zum Zeitpunkt der Operation noch sehr jung und die bis dato inkorporierte Röntgenstrahlenbelastung, nicht zuletzt durch die zur Navigation notwendige präoperative Computertomographie, bereits hoch war, entschlossen wir uns in diesen Fällen gegen die postoperative Durchführung einer weiteren Computertomographie. In diesen Fällen wurde in der Regel eine Magnetresonanztomographie veranlasst.

Bei drei Patienten wurde postoperativ eine Computertomographie durchgeführt. Von den verbliebenden 13 konnten leider nur zehn Patienten im Verlauf von 1 bis 1,5 Jahren postoperativ einer Magnetresonanztomographie zugeführt werden.

In einem Fall war ein Patient in der Zwischenzeit verstorben (Spinalkanalstenose, Nr. 9), ein weiterer ebenfalls auf Grund einer Spinalkanalstenose dorsal fusionierter Patient (Nr.7) war unbekannt verzogen. Im dritten Fall, 19 jähriger Patient mit Skoliose bei infantiler Cerebralparese, wurde die Durchführung einer postoperativen MRT von der Mutter abgelehnt. Bei einer weiteren Patientin, Nr. 6, 15 jährig mit neurogener Skoliose bei Tetraspastik, waren nur koronare und sagittale Schnitte im MRT rekonstruiert worden. Eine weitere Magnetresonanztomographie war in diesem besonderen Fall, auf Grund einer benötigten zusätzlichen Sedierung, nicht zu vertreten. Leider war dadurch keine Beurteilung der Schraubenlage in der

transversalen Ebene und damit der Nachweis potentieller Abweichungen nach medial bzw. lateral möglich.

Die Beurteilung der benötigten Zeitdauer konnte hingegen am gesamten Patientengut durchgeführt werden.

Die Computer- sowie die Magnetresonanztomographiebilder wurden sowohl von einem unabhängigen Radiologen als auch von zwei erfahrenen Orthopäden begutachtet. Die Ergebnisse wurden in einem standardisierten Bogen (siehe Anhang 7.1 „Protokolle“) dokumentiert.

Im Falle einer Perforation bzw. Verletzung der Kortikalis eines Pedikels wurde die Abweichung der Schraube qualitativ im Bezug auf den Pedikel nach medial, lateral, superior und inferior differenziert. Zusätzliche ventrale oder laterale Perforationen des Wirbelkörpers oder etwaige freie Fragmente wurden ebenfalls festgehalten.

Abschließend wurden die Schraubendeviationen bezüglich ihrer quantitativen Abweichung in Millimetern in vier Schweregrad eingeteilt:

Deviation: 1°: $\leq 2\text{mm}$

2°: $\leq 4\text{mm}$

3°: $\leq 6\text{mm}$

4°: $> 6\text{mm}$

Die Bewertung der Pedikelschraubenlage erfolgte geblindet, für jeden Wirbelkörper einzeln, ohne Kenntnis über die angewandte Operationsmethode.

3.3 Operationsablauf konventionell

Im Folgenden soll der Operationsablauf bei der konventionellen Schraubenapplikation mittels Bildwandler dargestellt werden. Zunächst erfolgt die Beschreibung der operativen Darstellung der zu instrumentierenden Wirbelsäule. Diese vorbereitenden Prozeduren sind bei computerassistierten Variante entsprechend und werden daher nur einmal dargestellt.

Der Patient wird auf dem Bauch gelagert, mit Kissenpolsterung unter der Brust und den Beckenkämmen. Es sollte auf die Vermeidung von Kompression auf das Abdomen geachtet werden, um eine durch einen venösen Rückstau bedingte vermehrte venöse Blutung im Operationsgebiet zu verhindern.

Die Hautinzision verläuft, auch bei Skoliosen, gerade in der Mittellinie und sollte bei Fusionsoperationen ein bis zwei Segmente länger sein als die geplante Fusionsstrecke. Anschließend erfolgt die scharfe Durchtrennung der Subkutis bis auf die Faszie, danach das Einsetzen eines Wundspreizers.

Bei Kindern und Jugendlichen werden die noch knorpeligen Dornfortsatzapophysen in der Mittellinie und in Längsrichtung zusammen mit den interspinalen Ligamenten gespalten. Die Apophysen mit dem anhaftenden Periost lassen sich mittels Raspatorium bis zur Basis der Dornfortsätze bzw. bis zu den Wirbelbögen abschieben.

Bei erwachsenen Patienten muss die Faszie hingegen mit dem Diathermiemesser knochennah beiderseits des Dornfortsatzes abgelöst werden. Das Abschieben der Muskulatur bei Skolioseoperationen wird, in der Regel, konkavseitig begonnen.

An der Brustwirbelsäule ist die Präparationsrichtung von kaudal nach kranial, an der Lendenwirbelsäule umgekehrt, von kranial nach kaudal.

Die Präparation hat streng subperiostal zu erfolgen, um die Gefäß- und Nervenversorgung der Muskulatur zu schonen und Blutungen zu vermeiden.

Stärkere Blutungen aus dem Plexus venosus vertebralis externus posterior müssen dabei durch Elektrokoagulation, ggf. durch Tamponade gestillt werden.

Die subperiostale Präparation erfolgt bis zu den Enden der Querfortsätze bzw. der Rippenfortsätze nach lateral. Nach Freilegung der Konkavseite tamponiert man diese mit Gazetupfern, anschließend wird in derselben Weise auch auf der Gegenseite vorgegangen.

Nach Ablösen der Spinalis- und Semispinalismuskulatur werden die Multifidus- und Rotatorenmuskeln abpräpariert, was insbesondere bei Erwachsenen zum Teil scharf mit dem Messer erfolgen muss.

Im Bereich der geplanten Wirbelfusionierung müssen die Gelenkkapseln der entsprechenden Segmente ebenso entfernt werden wie alle Reste der zwischen den Dornfortsetzen liegenden Sehnenansätzen, sowie der Ligg. interspinalia. Dabei werden die Kapseln der Wirbelgelenke von kranio-medial nach kaudo-lateral mit dem Cobb-Raspatorium abgelöst.

Die Höhenorientierung im Bereich des thorako-lumbalen Überganges erfolgt am besten am zwölften Brust- und ersten Lendenwirbel. Der zwölfte Brustwirbel zeichnet sich durch einen zurückgebildeten Querfortsatz aus, unter dem die gut bewegliche

zwölfte Rippe leicht palpabel ist. Im Gegensatz dazu hat der erste Lendenwirbelkörper einen nicht beweglichen Rippenfortsatz.

An der Lendenwirbelsäule ist die Höhenorientierung einfacher: kaudal von S1 gibt es kein Ligamentum flavum, zudem ist der Dornfortsatz von L5 deutlich größer als jener von S1.

Nach derartiger Vorbereitung muss nun zum Beginn der eigentlichen Pedikelschraubenimplantation die exakte Lokalisation der Bogenwurzel erfolgen. An der Lendenwirbelsäule liegt die Eintrittsstelle in Höhe der Mitte des Querfortsatzes des entsprechenden Wirbels, und zwar so lateral wie die laterale Kante des kranialen Gelenkfortsatzes des Wirbels. Die Eintrittsstelle kann zur Erleichterung des Bohrbeginns mit einer Luer-Zange begradigt werden (Magerl⁴² und Weinstein^{73,74}). Der Schraubenverlauf soll nun von dieser Eintrittsstelle aus annähernd deckplattenparallel 10-15° konvergierend zur Mittellinie ausgerichtet sein. Zu diesem Zweck wird zunächst ein 2 mm Kirschnerdraht etwa 3 cm tief in besagter Ausrichtung mit der Maschine eingebracht. Es ist dabei auf ständigen Knochenkontakt zu achten. Zur Lagebestimmung des platzierten Kirschnerdrahtes wird die Bildwandlerröhre, neben den üblichen a.p. und seitlichen Röntgeneinstellungen, durch leichtes Schwenken nach lateral derart ausgerichtet, dass der Kirschnerdraht exakt orthograd getroffen als Punkt zur Darstellung kommt. Bei korrekter Lage im Pedikel sollte sich dieser Draht-Punkt nun in etwa zentral, im gut sichtbaren Oval der Bogenwurzel, befinden.

Nach Anlegen des Bohrkanals über den platzierten Kirschnerdraht muss vor Einbringen der entsprechend ihrer Länge ermittelten Pedikelschrauben, zur Überprüfung auf mögliche Perforationsstellen, das Austasten des Bohrkanals mittels Tasthäkchen erfolgen. Bei entsprechendem Tastbefund erfolgt nach Entfernen des Drahtes das Einbringen der Pedikelschraube und die abschließende Lagekontrolle mittels Bildverstärker. Anhand dieser Pedikelschrauben kann nun die Korrekturspondylodese mittels internen Fixationssystemen erfolgen.

3.4 Operationsablauf mit CAOS

Kurzbeschreibung des Standard-Verfahrens, einer Operation mit Hilfe eines Chirurgischen Navigationssystems, basierend auf einem präoperativen Computertomogramm:

CT-Scan (Radiologie)

1. Am Patienten wird eine Computertomographie gemäß dem definierten, im Verlauf beschriebenen Protokoll durchgeführt
2. Übertragen des archivierten Bildmaterials via geeignetem Datenträger z. B. ‚MOD‘ (Magneto Optical Disc, Bildplatte) auf die ‚SurgiGate‘-Station

Präoperative Aufgaben/ Planung (Orthopädie)

3. ‚Segmentierung‘ des Bildmaterials (nur für 3D-Darstellung oder, wenn Oberflächen-Anpassung (‚Surface-Matching‘) benutzt wird)
4. Definition von anatomischen Messpunkten (‚Landmarks‘)
5. Definition von ‚Trajektorien‘ (wahlweise)

Intraoperative Aufgaben (Op-Personal)

6. Set-up (Einrichtung) des Systems
7. Überprüfung und Kalibrierung der Instrumente

Intraoperative Aufgaben (Operateur)

8. Fixierung der sog. ‚Dynamischen Referenzbasis‘ (DRB)
9. Digitalisierung von Messpunkten oder Oberflächenpunkten
10. Anpassung (‚Matching‘)
11. Navigation

Die Computerassistenz ermöglicht über ein initiales präoperativ angefertigtes Computertomogramm das Erstellen einer dreidimensionalen Darstellung des Operationsgebietes, in unserem Fall einer zu instrumentierenden Wirbelsäule. Über den Vergleich/ Abgleich dieses Datensatzes (virtuelle Darstellung der Wirbelsäule) mit dem intraoperativ sich darstellenden Situs hat der Operateur schließlich die

Möglichkeit, über die Visualisierung seiner Instrumente am Monitor, in Echtzeit zu operieren.

Die Anwendung des Navigationssystems erfordert sowohl prä- als auch intraoperativ verschiedene zusätzliche Arbeitsschritte, die im Folgenden ausführlich beschrieben werden sollen.

3.4.1 Präoperative Computertomographie

Das präoperativ angefertigte Computertomogramm stellt in unserer Studie die Basis der gesamten Navigation dar.

Die erfassten Daten dienen schließlich der Erstellung eines virtuellen dreidimensionalen Abbildes der gescannten Wirbelsäule und bilden damit die Grundvoraussetzung des intraoperativ vorgenommenen ‚Matching‘, also dem Abgleichen des realen Operationssitus mit dem präoperativen virtuellen Bild. Zusätzlich ermöglicht es neben der eigentlichen Funktion des Operierens in Echtzeit, eine präoperative Planung der vorzunehmenden Schraubenplatzierungen.

Das in unserer Studie verwendete Navigationssystem, das ‚SurgiGATE‘-System (hergestellt von der Firma STRATEC Medical, Eimattstrasse 3, CH-4436 Oberdorf, Schweiz, herausgegeben von der Medivision AG, Eimattstrasse 3, Oberdorf, Schweiz) ist so konfiguriert, dass die Computertomographie-Scan Bilder der üblichen Bildverarbeitungsgeräte gelesen werden können.

Da die Qualität der Computertomographie die maximal erreichbare intraoperative Präzision determiniert, sind bei der Anfertigung der Computertomographie folgende Parameter gesondert zu beachten:

- der Abstand zweier Schnitte darf 2 mm nicht überschreiten (besser 1 mm)
- die Schnittdicke darf sich nicht mehr als 3 mm überlappen
- die ‚Gantry‘-Neigung muss 0° betragen
- die Daten sollen unkomprimiert, ohne Seiten- und 3D-Ansicht auf ein geeignetes Medium übertragen werden
- zur besten Ausführung Speichern in 256 x 256 Pixel

Der Patient sollte während des Scans, die Beine auf einem Kissen gelagert, auf dem Rücken liegen.

Die erfassten Dateninformationen müssen nun auf die ‚Workstation‘ des ‚SurgiGate‘-Systems übertragen werden. Dazu werden die Daten direkt vom Haupt-CT-Steuerpult auf einem transportablen Speichermedium, in unserem Fall einer ‚MO-Disc‘, gespeichert. Die Übertragung über eine hausinterne Netzverbindung ist ebenfalls möglich.

3.4.2 Präoperative Planung an der ‚SurgiGATE‘-Station

Die via MO-Disc übermittelten CT-Rohdaten werden nun über ein geeignetes Laufwerk auf den Rechner des ‚SurgiGATE‘-Systems übertragen und gespeichert. Beim Starten des Computersystems werden dem Operateur auf der Startseite, dem Hauptmenü, vier Menüpunkte angeboten:

- ‚Pre-Op‘ für die präoperative Planung und Simulation
- ‚Intra-Op‘ für die intraoperative Anwendung
- ‚Patient manager‘ zur Datenübertragung von MO oder DAT zum
 ‚SurgiGATE‘-System
- ‚System shutdown‘ zum sicheren Abschalten des Systems

Über den Menüpunkt ‚Patient manager‘ werden die auf der ‚MO-Disc‘ gespeicherten Informationen auf die Festplatte der ‚SurgiGATE‘ Station transferiert.

Einmal eingelesen können die Patienten CT-Daten jetzt über den Menüpunkt ‚Pre-Op‘, wieder auf der Hauptmenüseite bearbeitet werden. Über einen Rechenalgorithmus erstellt der Computer nach Aktivierung der gewünschten Patientendaten (‚slices‘) nun aus den CT-Rohdaten ein dreidimensionales Bild der Wirbelsäule des Patienten. Dabei wird der CT-Scan in vier Ansichten auf dem Bildschirm angeboten: ein axialer, ein sagittaler und ein frontaler (auch koronare genannt) Schnitt und eine dreidimensionale Darstellung. Zusätzlich werden drei farblich differente Linien, entsprechend den drei Schnittebenen, eine Rote, eine Grüne und eine Gelbe, projektiv dargestellt. Über unterschiedliche Mausbefehle ist es nun möglich, durch Bewegung dieser Linien (Ebenen), jeden einzelnen Wirbelkörper in allen Ebenen des Raumes virtuell am Bildschirm durchzuscannen, ihn zu drehen und in gewünschter Größe perfekt auszurichten. Auf diese Weise hat

der Operateur zusätzlich die außergewöhnliche Möglichkeit sich ein Bild von der Anatomie jedes einzelnen Wirbelkörpers, seiner Pedikel, deren Ausmaß, Ausrichtung und möglichen Sklerosierung zu verschaffen, eine insbesondere bei der operativen Therapie der Skoliosen sinnvolle Ergänzung.

Da die Genauigkeit des späteren intraoperativen Managements von der Präzision der CT-Aufnahmen bzw. deren präoperativen Anpassungen abhängt, müssen die übermittelten und bereits vom Rechner in die 3D-Darstellung überführten Bildinformationen noch in puncto Dichte und Helligkeit modifiziert werden, das sog. ‚Segmentieren‘.

Während des Vorganges der ‚Segmentierung‘ muss bestimmt werden, welcher Teil des Bildes innerhalb und welcher außerhalb des Knochens liegt. Im CT-Bild wird die Knochendichte in einem bestimmten Bereich von Grautönen konvertiert. Über das Einstellen eines bestimmten Schwellenwertes (‚Threshold‘) ermöglicht die ‚SurgiGATE‘-Software das Erarbeiten eines dreidimensionalen Bildes der segmentierten CT-Ausschnitte, in unserem Fall also der knöchernen Wirbelsäule. Durch das Auswählen des richtigen Schwellenwertes muss es dabei gelingen, die für die Instrumentation entscheidenden ossären Strukturen in toto darzustellen und die artefizierenden umgebenden Weichteile im Bild zu eliminieren. Wird der ‚Threshold‘ zu hoch gewählt, wird auch Knochen mit nur geringer Dichte, z. B. bei Osteoporose, ausgeblendet. Wird er zu niedrig gewählt, verbleibt Weichteilgewebe in der Darstellung. In beiden Fällen resultiert eine falsch registrierte Oberfläche. Sind die CT-Daten einmal eingelesen, die 3D-Rekonstruktion in Dichte/ Schwellenwert und Helligkeit optimiert und auf Qualität und Vollständigkeit überprüft, kann mit der eigentlichen Aufgabe der präoperativen Planung begonnen werden: die Definition der Messpunkte.

Das präoperative Festlegen von Messpunkte oder sogenannten Landmarken, (auch als ‚landmarks‘ bezeichnet), ist die entscheidende Aufgabe der präoperativen Planung.

Die ‚landmarks‘, in der Regel fünf bis sieben an der Zahl (pro Wirbel), repräsentieren markante Punkte an der Oberfläche eines jeweiligen rückwärtigen Wirbels. Sie müssen präoperativ vom Operateur anhand der CT-Bildschnitte oder der 3D-Darstellung so ausgewählt werden, dass sie intraoperativ am Patienten möglichst leicht wiedergefunden und mit Hilfe eines bestimmten Instruments, dem sog. ‚Pointer‘, der Kamera demonstriert und damit am Monitor abgelesen werden können.

Als besonders markante Oberflächenpunkte wurden von uns die beiden oberen und die beiden unteren Facettengelenke, als auch der Processus spinosus ausgewählt, zusätzlich optional als sechsten und siebten Punkt auf Höhe der LWS die Processus transversi.

Im Sinne einer deutlichen Zeitersparnis beim intraoperativen ‚Matching‘ hat es sich bewährt, sowohl die präoperative Planung als auch das intraoperative ‚Matching‘ von derselben Person durchführen zu lassen. In dieser Studie ließ sich alleine dadurch, die Zeit für das Matching pro Wirbel deutlich (um einige Minuten) verkürzen.

Die Wirbel werden nacheinander bezüglich ihrer anatomischen Lage (z. B. L1 für den ersten Lendenwirbelkörper) bezeichnet und wirbelspezifisch mit den entsprechenden Messpunkten versehen. Dabei lassen sich die gewählten ‚landmarks‘ wieder mit Hilfe der durch die drei verschiedenfarbigen Linien symbolisierten drei Ebenen millimetergenau auf der Oberfläche des Wirbels definieren. Die einmal gewählten ‚landmarks‘ werden auf dem 3D-Abbild der Wirbelsäule im ‚Pre-Op Modus‘ durch einen grünen Punkt repräsentiert. Die später im ‚Intra-Op Modus‘ mit dem ‚Pointer‘ gesetzten Punkte werden farblich differierend in rot dargestellt. Sie sind nach Belieben jederzeit, auch noch intraoperativ, gegen andere auszutauschen oder auch zu streichen. Bei der Wahl der ‚landmarks‘ ist darauf zu achten, dass die Punkte eine dreidimensionale geometrische Fläche aufspannen, da bei Lokalisation in einer Ebene bzw. auf einer Geraden eine individuelle wirbelspezifische Zuordnung nicht gewährleistet werden kann.

Neben der Definierung der Landmarken als Voraussetzung zum ‚Pairpoint-Matching‘ hat der Operateur im ‚Pre-Op Modus‘ eine weitere Option zur präoperativen Planung.

Es besteht die Möglichkeit über die computertomographischen Bilder je nach Anatomie den günstigsten Weg der Schraubenplatzierung bereits im Voraus auszuwählen und graphisch durch sogenannte Trajektorien zu markieren.

Auf diese Weise können sowohl die Eintrittspunkte der Schrauben, als auch deren exakter Verlauf in idealer Weise an die Anatomie eines jeden Pedikels angepasst definiert werden. Die Schrauben können so, entsprechend der individuellen Pedikelanatomie und unter Berücksichtigung der optimalen Biomechanik, bereits präoperativ virtuell implantiert werden (sog. ‚Trajectory Simulator‘). Die CT-Darstellungen werden dabei automatisch so zum aktuellen Pfad ausgerichtet, dass

die Bilder dem chirurgischen Weg folgen und jederzeit die zentrierte Lage der Schraube im Pedikel auf beliebiger Höhe der Trajektorie geprüft werden kann. Über den intraoperativen ‚Guidance-Modus‘ kann der Operateur die Pedikelschraube dann durch einfaches Verfolgen der präoperativ eingezeichneten Trajektorie in der biomechanisch optimalen Ausrichtung platzieren. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, die entsprechende Schraubenlänge ebenfalls anhand der Trajektorien bereits präoperativ zu bestimmen.

Die ausgewählten Trajektorien werden dabei als roter Balken dargestellt und für jeden Pedikel eindeutig, mit Angabe des entsprechenden Wirbelkörpers und der zu instrumentierenden Seite, gespeichert.

Sowohl das Bestimmen der Landmarken, als Voraussetzungen für das intraoperative ‚Pairpoint-Matching‘, als auch das Definieren der Trajektorien sind lediglich Optionen bei der präoperativen Planung und nicht obligat für die intraoperative Anwendung der Navigation. So können die Landmarken theoretisch auch noch intraoperativ festgelegt, oder die Navigation auch ohne das ‚Pairpoint-Matching‘ rein auf Basis eines sogenannten ‚Surface-Matchings‘ durchgeführt werden.

Die erläuterten präoperativen Schritte, Definierung von ‚landmarks‘, sowie die Festlegung der Trajektorien zur Implantation der Pedikelschrauben im ‚Guidance-Modus‘, dienen optional der Vereinfachung und Präzisierung der intraoperativen Schraubenimplantation und sollen somit zur weiteren Eindämmung von Schraubenfehlagen beitragen.

3.4.3 Intraoperativer Ablauf bei Navigation

Die intraoperativen Aufgaben bei der Navigation lassen sich grob in zwei Abschnitte unterteilen.

Der erste Abschnitt betrifft die Vorbereitung der navigierten Instrumentation und wird vom OP-Personal ausgeführt. Er beinhaltet:

1. den Setup des Systems und
2. die Kalibrierung der Instrumente.

Der zweite Abschnitt wird vom Operateur durchgeführt und gliedert sich nacheinander in

1. die Präparation des Operationssitus
2. das Fixieren der ‚Dynamischen Referenzbasis‘
3. das ‚Matching‘
 - als ‚Pairpoint-Matching‘ nach präoperativ vorausgegangener Definition der ‚landmarks‘, und/ oder
 - als ‚Surface-Matching‘, und
4. die eigentliche Navigation – das computergestützte, visualisierte Einbringen der Pedikelschrauben entweder in Echtzeit oder, nach präoperativ vorausgegangener Festlegung von Trajektorien, im ‚Guidance-Modus‘.

Die verschiedenen Arbeitsschritte sollen im Folgenden detailliert beschrieben werden.

Für die Navigation sind für den Standardgebrauch folgende Hardware Komponenten erforderlich:

Kamera: verfolgt die Instrumente durch Messen der exakten Position jeder Infrarotdiode und steht in direkter Verbindung mit dem ‚Workstationrechner‘ (Abb.5)

Computerwagen: beinhaltet den Computer/ Workstationrechner, den Bildschirm und alle anderen benötigten elektrischen Geräte, sie dienen intraoperativ im sog. ‚Realtime-Modus‘ der 3D-Darstellung des rekonstruierten CT-Datensatzes (Abb.5)

Abb.5

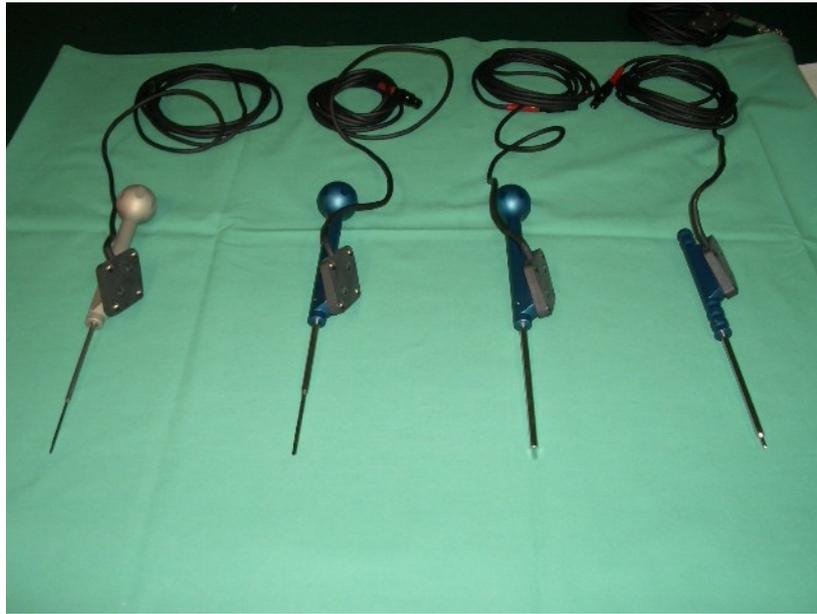


Kamera zur Verfolgung der Instrumente im Raum und Computerwagen mit ‚Workstationrechner‘ und Bildschirm

Instrumenten-Interface: elektronische Anschluss-Stelle zwischen den chirurgischen Instrumenten und Computer-/Kamerasystem – sog. ‚StroberBox‘

Instrumente: chirurgische Instrumente und virtuelle Tastatur, die mit Infrarotlicht-emittierenden Dioden versehen, bezüglich ihrer exakten Lage im Raum durch die Kamera erkannt werden können und mit dem ‚SurgiGATE‘-System verwendet werden (Abb.6)

Abb.6



Mit Infrarotdioden ausgerüstete Navigationsinstrumente
(Vertiefungssahle (2x), Eröffnungssahle („Starter“), Zeigeinstrument
(„Pointer“) von links)

All diese Komponenten werden in bestimmter Reihenfolge vom OP-Personal über den Computer miteinander verbunden, wobei:

- die Kamera ca. 2,25 m vor dem Fußende des Patienten so platziert werden soll, dass die mittlere der drei Linsen der Kamera direkt auf den Operations-Situs und damit auf die dort zu erfassenden Instrumente zeigt,
- der Computerwagen samt Monitor zur besten Übersicht dem Operateur direkt gegenüber gestellt wird,
- das Instrumenteninterface („StroberBox“) direkt am Instrumententisch befestigt wird.

Wenn alle Kabelverbindungen hergestellt sind, von der Kamera zum Computerwagen, von diesem sowohl zu einem Fußpedal (für den Operateur) als auch zum Instrumenten-Interface und von allen zur Navigation gebrauchten chirurgischen Instrumenten ihrerseits über Kabel zum Instrumenten-Interface, kann der Rechner hochgefahren werden.

Über das nach dem Einloggen angezeigte Hauptmenü („Patient“, „Pre-Op“, „Intra-Op“ und „Exit“) gelangt man, über das Anklicken des Menüpunktes „Intra-Op“, in den „Intra-Op-Modus“.

Über eine Funktion im ‚Pre-Op-Modus‘ bietet sich dem Operateur noch vor dem Starten des ‚Intra-Op-Modus‘ eine weitere Option zur Operationserleichterung und damit zur möglichen Qualitätsverbesserung. So kann die Orientierung für den Operateur im Situs mit Hilfe einer dreidimensionalen Darstellung, die über bestimmte Mausclickkombinationen vergrößert auf dem ganzen Bildschirm abgebildet und nach Belieben gedreht und verschoben werden kann, deutlich erleichtert werden. Gerade bei derart pathologisch veränderten Wirbelsäulenkonfigurationen, wie man sie bei Skoliosen findet, hat sich diese zusätzliche Funktion als bereichernd herausgestellt. Die nicht immer einfache Höhenlokalisierung des sich darstellenden Wirbelkörpers wird auf diese Weise deutlich erleichtert.

Im ‚Intra-Op-Modus‘ bieten sich dem Betrachter sechs weitere Programmpunkte, den folgenden sechs Hauptschritten entsprechend, die nacheinander abgearbeitet werden:

Patient:	Daten/ CT-Schnitte des entsprechenden Patienten werden geladen
Pre-Op:	erneute Möglichkeit zur präoperativen Planung (‚landmarks‘) bzw. zur Änderung derselben beim ‚Pairpoint-Matching‘
Tool:	Kontrolle der ‚LEDs‘ und der geometrischen Kalibrierung der chirurgischen Instrumente
Matching:	Bestimmung der Transformation von den CT-Bildern auf den eigentlichen Knochen
Realtime:	Intraoperative Visualisierung der Instrumente in Echtzeit
Guidance:	Intraoperative Verfolgung der zuvor geplanten Trajektorien

Über den Menüpunkt ‚Patients‘ können die gespeicherten und präoperativ vorbereiteten CT-Bildinformationen zum jeweiligen zu operierenden Patienten aufgerufen und für die weitere Anwendungen zur Verfügung gestellt werden.

Über den darunter angezeigten Menüpunkt ‚Pre-Op‘ kann nun, falls dies nicht bereits wie im Rahmen unserer Studie präoperativ erfolgt ist, auch intraoperativ eine Definierung von möglichen Messpunkten vorgenommen werden. Dieser Punkt konnte in unserer Studie zu Gunsten der Operations-/ Narkosezeit in der Regel übersprungen werden. Bei ungenügender ‚Matchingqualität‘ besteht über diesen Menüpunkt aber die Möglichkeit, die präoperativ gesetzten ‚landmarks‘, eines oder

mehrerer Wirbel, zu löschen und diese im Sinne eines erneuten ‚Matchings‘ neu zu definieren.

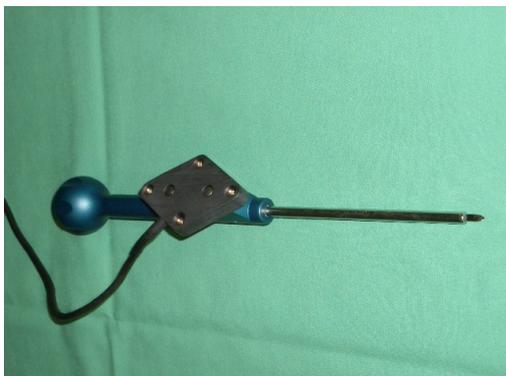
Nachdem nun vom Op-Personal alle zur Navigation benötigten Instrumente, wie oben beschrieben, über die sogenannte ‚StroberBox‘ mit dem Computer verbunden worden sind, werden die zur Navigation mit ‚LEDs‘ versehenen Instrumente unter dem Menüpunkt ‚Tools‘ auf ihre Funktion und die Erkennbarkeit durch die Infrarot-Kamera hin überprüft. Für das ausführende Op-Personal ist es dabei wichtig, dass vor dem Starten der ‚Intra-Op‘ Funktion alle Instrumente mit der ‚StroberBox‘ konnektiert sind, da nur diese vom Rechner initialisiert und darauf hin bezüglich ihrer Lage im Raum von der Kamera erkannt werden können.

Die zur Präparation der Bohrlöcher und schließlich zur Implantation verwendeten Instrumente entsprechen denen der konventionellen Operation mit dem Unterschied, dass sie zum Zweck der Navigation am Übergang zum Handgriff mit den bereits erwähnten rautenförmigen Diodenplatten, den ‚LEDs‘, versehen sind. Zudem besteht, als sog. ‚aktive LEDs‘ (siehe 3.4.3.1), eine Kabelverbindung zur ‚StroberBox‘.

Im Einzelnen sind dies:

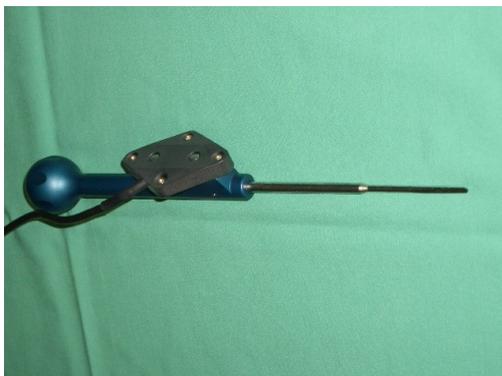
- 3D-Eröffnungssahle (3D-Pedicle Awl/ sog. ‚Starter‘), die über die Perforation der Pedikelkortikalis zur Vorbereitung des Insertionskanals genutzt wird (Abb. 7)
- 3D-Vertiefungssahle (3D-Pedicle Probe) zum Vertiefen des Insertionskanals (Abb. 8)

Abb.7



Eröffnungssahle (‚Starter‘)

Abb.8



Vertiefungssahle

Als ‚CAOS‘ spezifisch kommen noch hinzu:

- 3D-Zeigeinstrument (sog. ‚Pointer‘), das zum Erfassen der anatomischen Messpunkte im Referenz-Koordinatensystem und zur Überprüfung der Registrierung / ‚Verifikation‘ dient (Abb. 9)

Abb. 9



Zeigeinstrument (‚Pointer‘)

- Dynamische Referenzbasis, (‚DRB‘): ermöglicht nach sicherer Befestigung am Prozessus spinosus eine von Bewegungen des Patienten und der Kamera unabhängige Lokalisierung des zu navigierenden Wirbels durch die Infrarotkamera (Abb. 10)

Abb. 10



‚Dynamische Referenzbasis‘ (‚DRB‘)

- Virtuelle Tastatur (Virtual Keyboard): Eingabegerät, welches dem Chirurgen die Kontrolle des Systems direkt vom Op-Tisch aus gestattet, also steril und ohne Assistenz eines Bedieners (Abb. 11)

Abb.11



Virtuelle Tastatur

- Kalibriereinheit (Calibration Unit): ermöglicht präzise Kontrolle der Kalibrierung (Spitze und Achse) des Zeigeinstrumentes, der Eröffnungs- und Vertiefungsahle, bei uns in die Virtuelle Tastatur integriert (Abb. 11)

3.4.3.1 Wahrnehmung der Instrumentenposition im Raum

Die Objektverfolgung durch die Kamera erfolgt optoelektronisch im Infrarotbereich. Um ein als unverformbar angenommenes chirurgisches Instrument räumlich zu registrieren, genügt es, die Lage von mindestens drei verschiedenen Punkten auf diesem zu erfassen. Diese drei Punkte müssen eine Fläche definieren und dürfen sich nicht auf einer Linie befinden. Für die optoelektronische Navigation bedient man sich dafür Infrarotlicht-aussendender, aktiver oder reflektierender, passiver Bauteile, der ‚Light Emitting Diodes‘ (‚LEDs‘), die in der Regel am Griffende der Instrumente installiert sind. Die Verwendung von Licht in infrarotem Frequenzbereich garantiert einen OP-kompatiblen Aufbau, der zudem nur unwesentlich durch Fremdlicht beeinflusst wird.

Es lassen sich zwei verschiedene Systeme unterscheiden:

- ‚Aktive LEDs‘: sind an den Instrumenten befestigt und jeweils über Kabel mit der ‚StroberBox‘ verbunden. Sie senden aktiv Infrarotlicht aus, welches schließlich von einer speziellen Infrarotlichtkamera wahrgenommen werden kann. Sie zeichnen sich durch hohe Genauigkeit und einen geringen Verschleiß aus, können aber über die vielen Kabelverbindungen die Handlichkeit einschränken und zu Überdeckungen für die Kamera führen.
- ‚Passive LEDs‘: sind ebenfalls auf den Instrumenten montiert, aber mit passiven Reflektoren versehen. Es handelt sich um kabellose Systeme (Anwendung vereinfacht), die aber einer zusätzlichen Lichtquelle bedürfen und im Vergleich zu den ‚aktiven LEDs‘ u. U. eine reduzierte Genauigkeit und erhöhten Verschleiß durch Oberflächenabrieb aufweisen.

Das in unserer Studie verwendete Navigationssystem ist mit den sog. ‚aktiven LEDs‘ ausgestattet. Diese ‚LEDs‘ sind zu dritt, viert oder in noch größerer Anzahl fest auf dem zu verfolgenden Instrument montiert und werden von einem Kamerasystem, in unserem Fall aus drei einzelnen CCD-Kameras bestehend, verfolgt. Durch jeweils nur kurzes, in schneller Folge wechselndes Einschalten einer jeden ‚LED‘, wird den Kameras immer nur ein einzelner Lichtblitz pro Zeiteinheit angeboten. Dieser kann einer bestimmten ‚LED‘ zugeordnet werden und erlaubt dadurch eine einfache sowie eindeutige Identifikation auch mehrerer Instrumente gleichzeitig.

Auf diese Weise ist zum einen die exakte Beurteilung der Lage der ‚DRB‘ und damit bei sicherer Fixierung auch die des referenzierten Wirbelkörpers im Raum auch bei Lageveränderungen (z. B. durch Atemexkursion) möglich. Zum anderen gelingt die für die Navigation entscheidende zeitgleiche Darstellung der Operationsinstrumente in Relation zum Wirbelkörper und ihrer Bewegungen im Raum in Echtzeit.

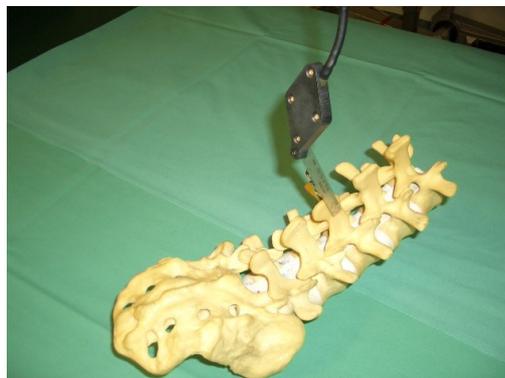
3.4.3.2 Matching

Nach Abschluss der unter 3.3 beschriebenen operativen Präparationen der Wirbelsäule und der oben dargestellten technischen Vorbereitungen, stellt das Aufsetzen der ‚Dynamischen Referenzbasis‘ (‚DRB‘) den ersten eigentlichen Schritt der Navigation dar.

Die ‚DRB‘ wird nun auf den freipräparierten Prozessus spinosus des zu instrumentierenden Wirbels aufgesetzt und mit Hilfe eines kleinen Schraubenziehers sicher fixiert. Es ist darauf zu achten, dass die Ausrichtung derart erfolgt, dass die ‚DRB‘ zu keinem Zeitpunkt der Navigation verdeckt wird, um so von der Infrarot-Kamera immer lokalisiert werden zu können (Abb. 12). Über die ‚DRB‘, die genau wie alle zur navigierten Instrumentation verwendeten Instrumente mit der Infrarotlicht emittierenden Diodenplatte (‚LED‘) versehen ist, kann der Computer mit Hilfe der Kamera jede Bewegung des Wirbelkörpers wahrnehmen und ermöglicht damit das unbeeinträchtigte Fortführen der Navigation, selbst bei wechselnden Lageverhältnissen.

Als unabdingbare Voraussetzung für die Navigation gilt der feste und sichere Sitz der ‚DRB‘ am Dornfortsatz. Nur so ist die Navigation unabhängig von Bewegungen des Patienten, bzw. seiner Wirbelsäule, wie sie bei intraoperativen Umlagerungen oder Kippungen des Operationstisches bzw. bei Beatmung des Patienten auftreten.

Abb. 12

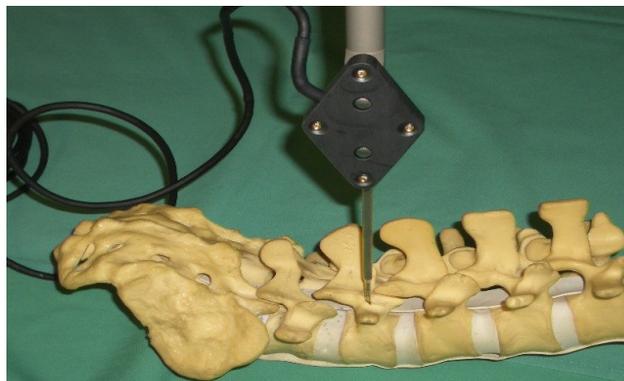


Fixierung der ‚DRB‘ auf dem Proc. spinosus des zu navigierenden Wirbels

Nach dem Überprüfen der Instrumente unter dem Menüpunkt ‚Tools‘ und dem Befestigen der ‚DRB‘ folgt nun der entscheidende Schritt, das ‚Matching‘. Unter dem Begriff ‚Matching‘ versteht man den Abgleich des sich intraoperativ darstellenden Patientensitus, in diesem Fall der von dorsal freipräparierten Wirbelkörper, mit denen im Computer gespeicherten Oberflächeninformationen der entsprechenden Wirbelkörper. Über den ‚Pointer‘ werden dem Computer von der rückwärtigen Wirbeloberfläche ein Pool von Punkten angeboten, die die Oberfläche eines jeweiligen Wirbels definieren (Abb. 13). Der Computer vergleicht nun diese, eine selektive Fläche bestimmenden Punkte, mit den aus den CT-Daten übermittelten Oberflächeninformationen des betreffenden Wirbels und stellt damit die Verbindung zwischen Patient und seinem Computertomogramm her. Bei der Anwendung des ‚Matchings‘ bieten sich dem Instrumenteur je nach Vorbereitung zwei Optionen:

- das ‚Pairpoint-Matching‘ und
- das ‚Surface-Matching‘.

Abb. 13



Einlesen von Oberflächenpunkten eines rückwärtigen Wirbels beim Matching

Ist bei der präoperativen Planung die Bestimmung von Landmarken vorausgegangen, bietet sich dem Operateur zunächst die Möglichkeit des ‚Pairpoint-Matchings‘. Dabei sollen die präoperativ an möglichst exponierter Stelle auf der Rückseite des Wirbels festgelegten Landmarken mittels ‚Pointer‘ intraoperativ wiedergefunden werden.

Der Computer vergleicht dabei die durch die Landmarken definierte Fläche des entsprechend benannten virtuellen Wirbels (z. B. L4) mit der sich beim ‚Matching‘ durch die pointermarkierten Punkte intraoperativ ergebenden Fläche auf dem Wirbel. Auf diese Weise kann der gerade ‚gematchte‘ Wirbel wiedererkannt und benannt werden. Etwaige falsch oder schlecht ‚gematchte‘ Punkte, die von der Fläche abweichen, werden angezeigt. Die daraus resultierende Qualität des durchgeführten ‚Matchings‘ kann anschließend über die Funktion ‚Calculate‘ durch einen sog. Fehlerkoeffizienten ermittelt werden. Dieser sollte zwischen 0,5 - 1,5 liegen. Erlaubt sind Werte bis 3,5. Oberhalb von 2,5 muss jedoch zusätzlich ein ‚Surface-Matching‘ angeschlossen werden. Schlecht wiedergefundene Markierungspunkte können neu ‚gematcht‘, über den Punkt ‚Pre-Op‘ erneut geplant und dann abgeglichen, oder ganz gestrichen werden. Es ist zu beachten, dass für ein repräsentatives ‚Matching‘, als Basis für eine präzise Präparation, mindestens drei Punktepaare pro Wirbel abgeglichen werden müssen.

War präoperativ kein ‚Pairpoint-Matching‘ vorgesehen, oder soll das Ergebnis des stattgehabten ‚Pairpoint-Matchings‘ noch verbessert werden (s.o.), führt man vor der Instrumentation das ‚Surface-Matching‘ durch.

Hierbei werden mittels ‚Pointer‘ eine größere Anzahl an Oberflächenpunkten des abzugleichenden rückwärtigen Wirbels in den Rechner eingelesen. Um ein repräsentatives Abbild des Wirbels zu erhalten, sollen dazu mindestens 12 bis 15 Punkte möglichst gleichmäßig über die gesamte Rückfläche des Wirbels verteilt werden. Diese Punkte determinieren ihrerseits eine Fläche, die der Rechner, anhand seiner durch das CT verfassten Oberflächeninformationen, dem entsprechenden virtuellen Wirbel zuordnen kann.

Abschließend kann nun erneut über die Funktion ‚Calculate‘ der Fehlerquotient für die ‚Matchinggüte‘ ermittelt werden.

Das ‚Matching‘ stellt die elementare Basis der folgenden navigierten Schraubenimplantation dar. Seine Qualität bestimmt maßgeblich die erreichbare Präzision der Schraubenimplantation und sollte daher kritisch mit größtmöglicher Sorgfalt durchgeführt werden. Eine ungenügende ‚Matchingqualität‘ suggeriert dem Operateur in der Folge, trotz vermeintlich korrekter virtueller Implantation, ein falsches, nicht kontrollierbares Operationsergebnis.

In unserer Studie sind präoperativ immer Landmarken auf den zu instrumentierenden Wirbeln festgelegt worden. Auf dieser Basis war intraoperativ ein ‚Pairpoint-Matching‘

möglich. Zusätzlich wurde bei dem größten Teil des Patientengutes ein ‚Surface-Matching‘ abgeschlossen. Dies hat zwar zu einer gewissen Verlängerung der ‚Matching‘-/ Operationszeit geführt, sollte aber zur Qualitätsverbesserung beitragen.

3.4.3.3 Verifikation

Neben der erwähnten Kalkulation des Fehlerquotienten schließt sich nach Abschluss des ‚Matchings‘ eine obligate klinisch visuelle Kontrolle an, die sogenannte ‚Verifikation‘.

Dazu verwendet man wiederum den ‚Pointer‘, sucht damit einige Punkte auf der intakten Kortikalis auf und vergleicht diese mit der korrespondierenden Darstellung des ‚Pointers‘ auf dem Computerbildschirm. Dieser wird wie alle intraoperativ verwendeten Instrumente durch einen grünen Balken repräsentiert. Bei hoher Präzision des ‚Matchings‘ soll dieser Balken, dem ‚Pointer‘ beziehungsweise seiner Spitze entsprechend, exakt auf der dargestellten Kortikalis enden. Diese Kontrolle sollte an mehreren zur Darstellung kommender intakter Wirbeloberflächen wiederholt werden. Bei mangelnder Übereinstimmung - Spitze schwebt oder penetriert die Kortikalis - ist eine verantwortungsvolle Navigation nicht möglich und das ‚Matching‘ muss wiederholt werden.

Dabei ist darauf zu achten, dass zur Verifizierung nur Stellen verwendet werden, an denen sich die Kortikalis noch im unversehrten Zustand des präoperativen Computertomogramms befindet. Für die im Zuge der Präparation veränderte Wirbelkörperoberfläche ergeben sich offensichtliche Differenzen zum existierenden CT-Bild, so dass in diesen Bereichen über die Güte des ‚Matchings‘ keine Aussage getroffen werden kann.

3.4.3.4 Navigierte Instrumentation

Nach dem Abschluss des ‚Matchings‘ ist nun die Grundvoraussetzung für die eigentliche Instrumentation, die geführte Präparation des Bohrkanals und das Einbringen der Schraube, geschaffen.

Über die ‚DRB‘ erkennt der Rechner, bewegungsunabhängig, die Lage des zu instrumentierenden Wirbels im Raum und durch das ‚Matching‘ kann sich der Operateur nun, dreidimensional am Bildschirm visualisiert, in der Anatomie eines jeden Wirbels bewegen.

Die navigierte Instrumentation entspricht weitestgehend der konventionellen, die mit Hilfe eines Bildwandlers durchgeführt wird.

Zunächst wird mit dem ‚Starter‘ die Kortikalis navigiert eröffnet, dann mit der Vertiefungsahe das Schraubenbohrloch präpariert und schließlich die Schraube ebenfalls navigiert implantiert.

Es bieten sich dem Operateur hierzu zwei Möglichkeiten der computernavigierten Assistenz:

- die Präparation im sog. ‚Realtime-Modus‘ oder
- im sog. ‚Guidance-Modus‘.

Für die Präparation in Echtzeit, im ‚Realtime-Modus‘, ist keine weitere präoperative Vorbereitung erforderlich. Die Eröffnung der Kortikalis und das weitere Vortreiben des Bohrloches mit der Ahle kann dabei zu jeder Zeit live am Computerbildschirm visualisiert verfolgt werden. Dazu steht eine besondere Graphik zur Verfügung, über die das Fortschreiten der Instrumentation in allen drei Ebenen des Raumes an insgesamt neun Schnitten verfolgt werden kann.

Die Frontalebene, repräsentiert in sieben orthogonalen Anschnitten, findet hierbei besondere Bedeutung. Die Bewegung der Schraube bzw. des Präparationskanals kann in dieser Ebene, vom Eintrittspunkt in die Kortikalis, über den Weg durch die Engstelle des Pedikels bis in den Wirbelkörper, in sieben Anschnitten beobachtet und die wichtige korrekte Lage in der Mitte des Pedikels, ohne Affektion der Kortikalis zu jeder Zeit kontrolliert werden.

Hat man bei der präoperativen Planung den idealen Weg der Schraube bzw. des Präparationskanals durch das individuelle Definieren einer Trajektorie im Computertomogramm bereits markiert, so kann darauf über den Menüpunkt ‚Guidance‘ zurückgegriffen werden.

Der aktuelle Weg der Präparation, wie auch im ‚Realtime-Modus‘ als grüner Balken dargestellt, soll nun, mit der in der Planung als roter Balken eingezeichneter Weg, in Deckung gebracht werden. Auch in diesem Menüpunkt erfolgt die Präparation in Echtzeit, ebenfalls unter dreidimensionaler Kontrolle.

Ist der Bohrkanal vollständig präpariert, besteht über die Navigation auch die Möglichkeit die Länge der Bohrung zu bestimmen und darüber die entsprechenden Schraubenmaße zu erhalten.

Die Pedikelschrauben an sich können ebenfalls navigiert implantiert werden. Dazu muss der Schraubendreher, dessen Länge definiert und dessen Ausrichtung wiederum über die am Griffende installierte ‚LEDs‘ zu jeder Zeit im Bild angezeigt werden kann, um die Länge der zu implantierenden Schraube verlängert werden. Die zu implantierende Schraube wird auf den Schraubendreher aufgesetzt, in eine dafür vorgesehene Vorrichtung im ‚Virtuellen Keyboard‘ eingeführt und der Schraubendreher, um die Schraubenlänge ergänzt, neu eingescannt. Die Schraubenspitze wird nun als Instrumentenende erkannt und kann wie oben beschrieben unter direkter virtueller, visueller Kontrolle millimetergenau eingebracht werden.

In unserem Fall wurde zum größten Teil im ‚Realtime-Modus‘ navigiert und der Pedikel nach Abschluss der Bohrung zusätzlich noch einmal herkömmlich, mittels Knopfsonde, auf mögliche Perforationen überprüft.

Da man für die Navigation statisch eindeutig definierte Einheiten braucht, muss die obig erläuterte Prozedur des ‚Matchings‘, der ‚Verifikation‘ und der navigierten Instrumentation für jeden Wirbelkörper (als stabile im Vergleich zum CT selbst unveränderliche Einheit) individuell erneut durchgeführt werden.

4. Ergebnisse

In unserer Studie wurden 16 Patienten, die einer dorsalen Wirbelsäuleninstrumentation mit Pedikelschrauben bedurften, prospektiv begleitet. Wie bereits erwähnt, setzte sich unser Patientenkollektiv aus drei Gruppen zusammen: den Skoliosen als, mit 75 % aller Patienten, größten Gruppe und den beiden gleichstark vertretenen Gruppen der Spinalkanalstenosen und Spondylolisthesen.

Intraoperativ wurde für jede instrumentierte Schraube die Zeit bis zum Abschluss der Implantation gemessen und abhängig von ihrer Implantationsart – konventionell oder navigiert – nach speziellen Protokollen standardisiert dokumentiert und ausgewertet. Die Zeitmessung konnte an allen 92 Schrauben durchgeführt werden. Bei der Präparation eines Pedikels kam es auf Grund ausgeprägter Sklerosierung und eines zu geringen Durchmessers zum Bruch desselben. Eine Instrumentation wurde nicht fortgesetzt, somit verblieben von ehemals 93, noch 92 Schrauben. 57 Schrauben wurden unter Computernavigation (62 %) und die restlichen 35 unter Zuhilfenahme eines mobilen Bildwandlers (38 %) in die Pedikel eingebracht.

4.1 Zeitnahme

Die folgende Tabelle (Tab. 5) gibt, chronologisch nach Operationsdatum geordnet, detailliert Auskunft über die benötigten Zeiten für jede einzelne Schraube. Die Zeiten sind sich, abhängig von ihrer Implantationsart – navigiert oder konventionell – für jede Operation gegenübergestellt. Im Falle der Computernavigation sind neben der errechneten Gesamtzeit pro Schraube (fünfte Spalte) die Zeit für das ‚Matching‘ (dritte Spalte) – immer pro Wirbelkörper gemessen – und die Zeit für die eigentliche Navigation (vierte Spalte) – pro Schraube gemessen – dargestellt. Wurde wie zum Beispiel in den ersten beiden Operationen nur die Präparation des Bohrkanals navigiert durchgeführt, die eigentliche Implantation der Schraube aber, den navigierten Bohrkanal als Schiene nutzend, manuell, so ist dies mit einem ‚+‘ in der Spalte ‚Zeit Präp. nav.‘ vermerkt. In diesem Fall errechnet sich die Gesamtzeit für die

navigierte Schraube aus der Addition der zusätzlichen manuellen Implantationszeit (nicht angegeben).

Bei der konventionellen Applikationsmethode war die Differenzierung in reine Präparations- bzw. Implantationszeit und Zeitdauer für Durchleuchtung und Anwendung des Bildwandlers nicht immer eindeutig vorzunehmen. Daher ist in der Tabelle nur die Gesamtzeit pro Schraube in Minuten dokumentiert (6. Spalte). Die Zeiten sind angegeben in Minuten, Sekunden. 13, 40 bedeutet also 13 Minuten und 40 Sekunden.

4.1.1 Zeiten pro Operation und Implantationsart

Tab.5

OP	Wirbel	Zeit Matching (min)	Zeit Instr. nav. (min)	Zeit/ Schraube nav. (min)	Zeit/ Schraube konv. (min)
1.	L3				li.: 7,40 re.: 4,55
	L4	13,40	li./re.: 8,10 +	li.: 12,55 re.: 12,40	
2.	L3				li.: 5,30 re.: 7,30
	L4	6,50	li.: 3,15 + re.: 2,10 +	li.: 8,10 re.: 6,55	
	L5	11,30	li.: 7,30 + re.: 6,20 +	li.: 13,55 re.: 12,35	
3.	L2	8,50	li.: 6,55 re.: 5,45 → Abbruch	li.: 11,20	
	L3	10,30	li.: 8,11 re.: 6,30 → Abbruch	li.: 13,26	
	L4	6,00	li.: 6,20 re.: 3,25	li.: 9,20 re.: 6,25	re.: 8,15
4.	Th12				li.: 6,29 re.: 6,40
	L1	11,10	li.: 4,40 + re.: 5,45 +	li.: 10,47 re.: 11,48	
5.	L4				li.: 9,00 re.: 9,30
	L5	16,40	li.: 4,00 re.: 5,00	li.: 12,20 re.: 13,20	

6.	L2	15,54			li.: 5,35 re.: 5,40
	L3				li.: 2,50 re.: 0,50
	L4	11,50	li.: 1,30 +	li.: 12,45	
	L5				re.: 3,50 li.: 9,45 re.: 2,20
7.	L2	3,50	li.: ~3,20 re.: 3,05	li.: 5,15 re.: 5,00	
	L3	6,00	li.: 3,07 re.: 5,35	li.: 6,07 re.: 8,35	
	L4				li.: 2,40 re.: 11,25
	L5	8,04	li.: 4,00 re.: 3,39	li.: 8,02 re.: 7,41	
8.	Th12	3,55	li.: 2,58 re.: 2,40	li.: 4,56 re.: 4,38	
	L1	7,03			li.: 5,15 re.: 5,25
9.	L2				li.: 3,50 re.: 3,44
	L3	8,40	li.: 3,50 re.: 2,49	li.: 8,10 re.: 7,09	
	L4	5,08	li.: 2,41 re.: 5,20	li.: 5,15 re.: 7,54	
10.	L2	3,00	li.: 4,40 re.: 2,20	li.: 6,10 re.: 3,50	
	L3	9,10	li.: 1,59 re.: 1,50	li.: 6,34 re.: 6,25	
	L4				li.: ~5,20 re.: ~5,15
11.	L1				li.: 13,20 re.: 5,20
	L2	4,10	li.: 10,40 re.: 3,50	li.: 12,45 re.: 5,55	
	L4				li.: ~5,10 re.: ~5,10
	L5	6,10	li.: 3,10 re.: 2,35	li.: 6,15 re.: 5,40	
12.*	L1	} 4,30 } 4,30 }	li.: 3,10 re.: 4,35	li.: ~ 3,55 re.: ~ 5,20	
	L2		li.: 3,15 re.: 3,00	li.: ~ 4,00 re.: ~ 3,45	
	L3		li.: 5,55 re.: 5,35	li.: ~ 6,40 re.: ~ 6,20	

13.	(Th11) Th12 L1 L2 L3 L4 L5	9,00 3,20 2,35 7,40 9,15	li.: 4,25 re.: 4,45 li.: 5,05 re.: 4,05 li.: 3,45 re.: 4,35 li.: 2,50 re.: 3,05 li.: 4,00 re.: 5,10	li.: 8,55 re.: 9,15 li.: 6,45 re.: 5,45 li.: 5,00 re.: 5,50 li.: 6,40 re.: 6,55 li.: 8,40 re.: 9,50	→Abbruch re.: ~7,20
14.	L4 L5	6,00	li.: 4,50 re.: 2,45	li.: 7,50 re.: 5,45	li.: 3,55 re.: 7,15
15.	L4 L5	10,30	li.: 5,00 re.: 2,20	li.: 10,15 re.: 7,35	li.: 10,00 re.: 4,30
16.	L4 L5	7,45	li.: 4,15 re.: 2,48	li.: 8,03 re.: 6,36	li.: 5,36 re.: 5,36

Ø 7,57/ W
4,11/ S

Ø 4,09/ S

Ø 7,54/ S

Ø 6,04/ S

Tabellarische Darstellung der gemessenen Zeiten pro Operation je nach Implantationsart (navigiert (Spalte 3. bis 5.) versus konventionell (Spalte 6.)) in Minuten, Sekunden

+ = nur Präp. (Bohrlöcher) per Navigation ⇒ zuzüglich Zeit für konv. Schraubenimplantation

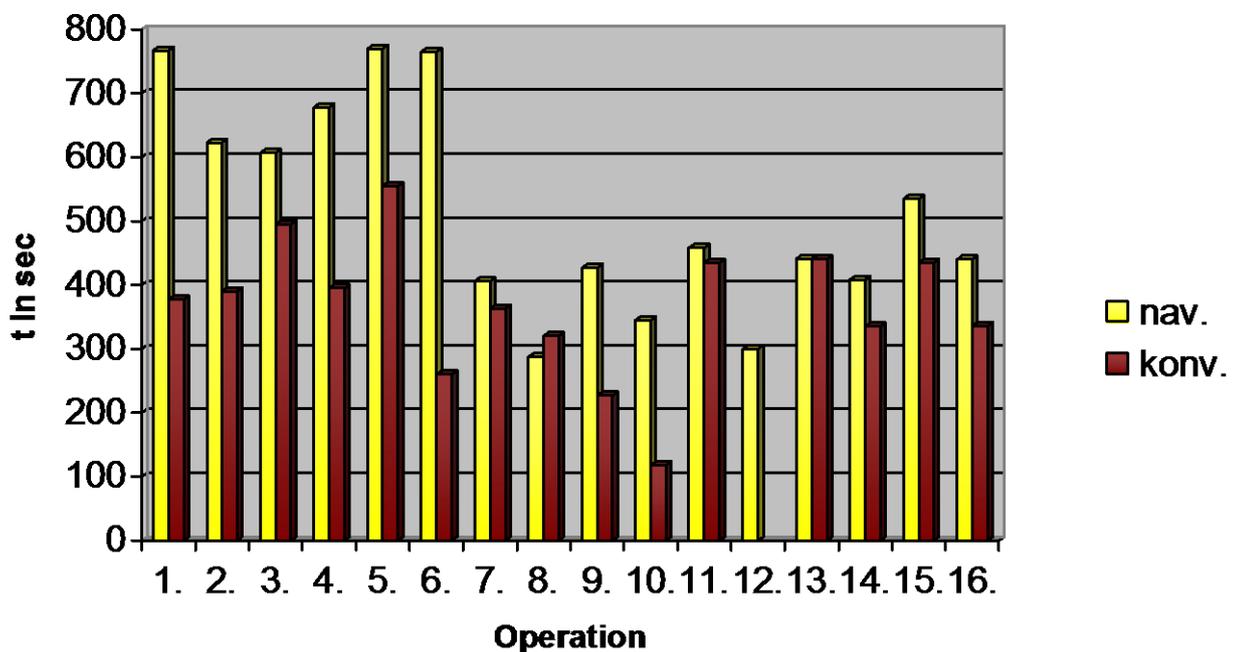
Für das Einbringen einer Pedikelschraube unter Computernavigation (vom Aufsetzen der ‚DRB‘ bis zum endgültigen Sitz der Schraube im Pedikel) wurde im Durchschnitt aller 16 Operationen (57 Schrauben) eine Gesamtzeit von 7 Minuten und 54 Sekunden (von 3 Minuten, 45 Sekunden bis 13 Minuten, 55 Sekunden) benötigt. Die durchschnittliche ‚Matchingzeit‘ betrug bei 30 ‚gematchten‘ Wirbelkörpern 7 Minuten und 57 Sekunden pro Wirbelkörper (von 90 Sekunden bis 16 Minuten, 40 Sekunden) während zur navigierten Instrumentation der Pedikel (57x) im Mittel 4 Minuten und 9 Sekunden (von 1 Minute, 50 Sekunden bis 10 Minuten, 40 Sekunden) benötigt wurden.

Dem gegenüber wurde zur konventionellen Implantation der 35 mit Bildwandlerunterstützung eingebrachten Schrauben im Durchschnitt 6 Minuten und 4 Sekunden (von 50 Sekunden bis 13 Minuten, 20 Sekunden) benötigt.

Die Schraubenimplantation mit CAOS dauerte im Mittel somit 1 Minute und 50 Sekunden länger als bei der konventionellen Methode. Auf alle Operationen verteilt benötigte man navigiert im Mittel pro Schraube 23 % mehr Zeit.

In unserer Studie wurden pro Patient 5,75 Pedikelschrauben implantiert. Bei ausschließlicher Anwendung des Computersystems würde sich die Operationsgesamtzeit gegenüber einer konventionellen Applikation also hypothetisch um 10 Minuten und 33 Sekunden verlängern. Bei einer durchschnittlichen Gesamtoperationszeit von 401 Minuten (6 Stunden, 41 Minuten bei den Skoliosen) entspricht das einem Anteil von 2,6 % an der Gesamt-Operationszeit.

Abb.14



Graphische Gegenüberstellung der Implantationsgesamtzeiten pro Schraube und Operation navigiert versus konventionell. Bei ,12.' wurden ausschließlich sechs navigierte Schrauben implantiert.

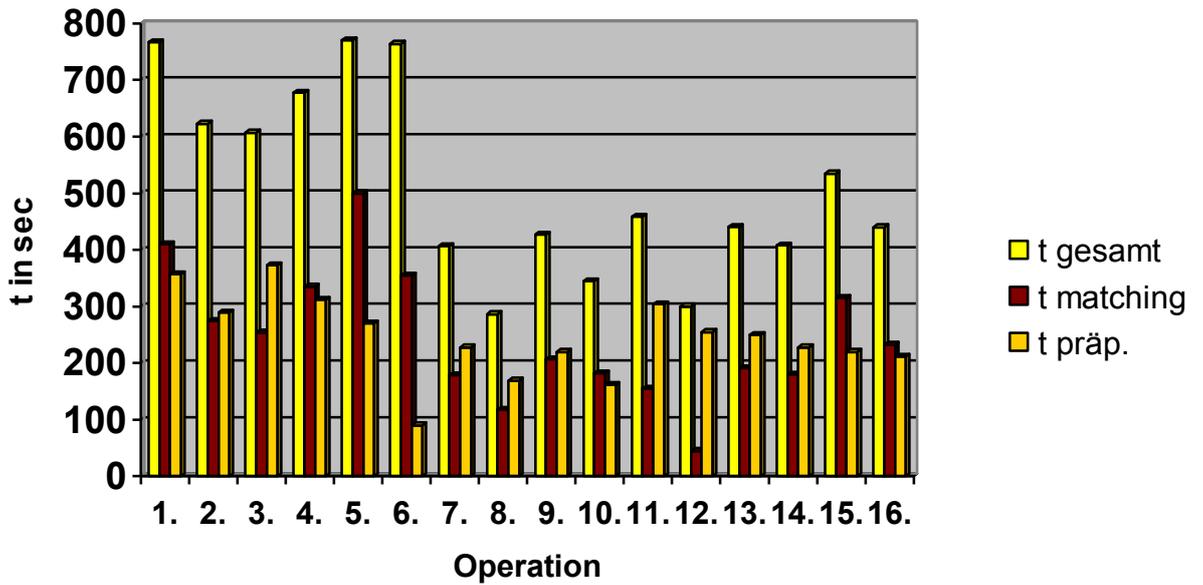
4.1.2 Lernkurve

Da das Computersystem zum Zeitpunkt des Studienbeginns in unserer Klinik neu eingeführt wurde und Operateure und OP-Personal erst Erfahrungen mit Hard- und Software sammeln mussten, war bei den ersten Operationen eine deutliche Verlängerung der Implantationszeit zu erwarten.

Die folgenden Diagramme spiegeln die Entwicklung der Zeiten bei Anwendung des Computersystems wieder (Abb. 14). Die deutliche Reduktion der Gesamtzeiten über den Studienverlauf lässt sich mit einer Lernkurve erklären. Durch die Differenzierung in ‚Zeit gesamt, Zeit für das ‚Matching‘ und Zeit für die Präparation‘ lässt sich die Bedeutung der einzelnen Schritte für die Lernkurve erkennen.

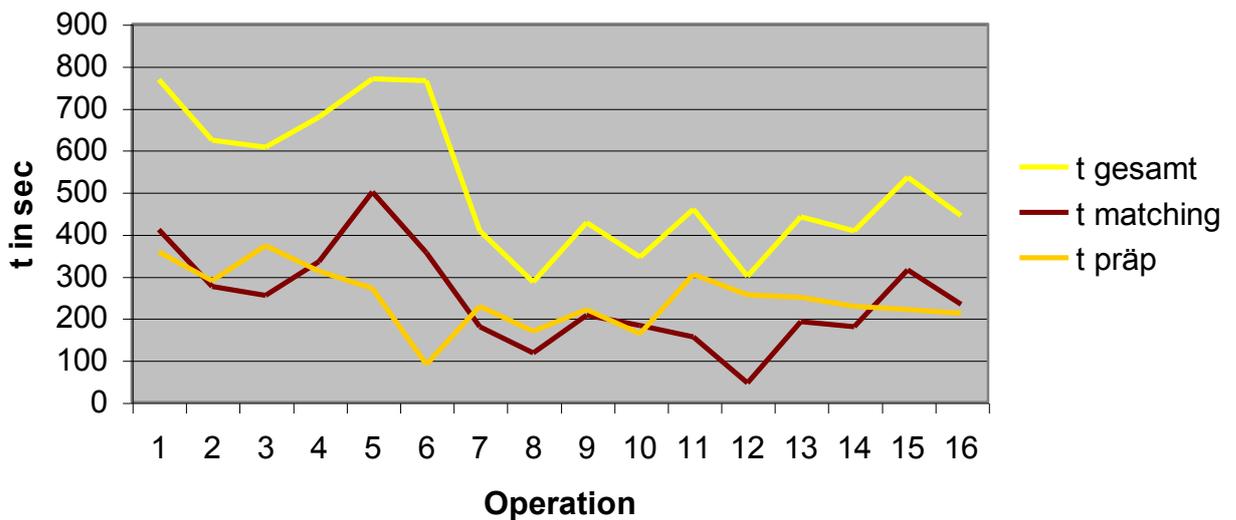
Die ‚Matchingzeit‘ war über den Studienverlauf hin großen Schwankungen unterworfen, mit einem Maximum von 500 Sekunden (16 Minuten, 40 Sekunden/ Wirbel) in Operation Nr. 5 und einem Minimum von nur 45 Sekunden pro Schraube in der zwölften Operation. Sie hat den größten Einfluss auf die Gesamtzeit pro Schraube. Die Reduktion der Präparationszeiten im Verlauf der Studie stellt sich weniger dramatisch dar, sie war beständiger als die der ‚Matchingzeit‘, die Korrelation zur Gesamtzeit ist insgesamt schwächer (Abb. 15 und 16).

Abb. 15



Graphische Darstellung der mittleren zeitlichen Entwicklung unter CAOS mit Differenzierung in Gesamt-, Matching- und Präparationszeit von der 1. bis zur 16. Operation

Abb.16



Graphische Darstellung der mittleren zeitlichen Entwicklung unter CAOS mit Differenzierung in Gesamt-, Matching- und Präparationszeit von der 1. bis zur 16. Operation

Die Lernkurve insbesondere bei der Matchingzeit ist erkennbar.

Zur besseren Verdeutlichung eines möglichen Lernerfolgs im Sinne einer Lernkurve wurde die Zeitmessung zusätzlich anhand von zwei Gruppen beurteilt. Gruppe 1 umfasste die ersten sieben Operationen (1 -7), Gruppe 2 die letzten neun (8 -16). Hierzu wurden nicht nur die absoluten Zeitdaten zwischen konventioneller und navigierter Applikation verglichen (Tab. 6), sondern insbesondere die relativen Unterschiede und deren Entwicklung berücksichtigt (Abb. 17).

Zur navigierten Pedikelschraubenimplantation wurden in Gruppe 1 eine Gesamtzeit von durchschnittlich 598 Sekunden (9 Minuten, 58 Sekunden) benötigt, für die konventionelle Implantation hingegen nur 368 Sekunden (6 Minuten, 8 Sekunden). Während dieser ersten sieben Operationen konnte somit allein für die Navigation ein zeitlicher Mehrbedarf von 230 Sekunden pro Schraube beobachtet werden, die navigierte Schraubenimplantation dauerte also 38,5 % länger als die konventionelle Applikation.

Im Vergleich dazu dauerte eine navigierte Schraubenimplantation in Gruppe 2 im Mittel nur noch 402 Sekunden (6 Minuten, 42 Sekunden), während die Zeitdauer unter Anwendung der konventionellen Technik erwartungsgemäß mit 359 Sekunden (5 Minuten, 59 Sekunden) pro Schraube annähernd konstant blieb. In dieser Gruppe wurde für die Computernavigation einer Schraube mit 43 Sekunden nur noch 11 % mehr Zeit benötigt als bei konventioneller Applikation. Es war somit gelungen, die Implantationszeit pro Schraube im Vergleich zur ersten Gruppe um fast 33 % zu senken. Die annähernd identische konventionelle Durchschnittszeit beider Gruppen lässt dabei auf eine gleichwertige Patientenklientel und die Beständigkeit der operativen Leistungen schließen und somit einen aussagekräftigen Vergleich beider Gruppen zu.

Insbesondere die relative Reduktion des Mehrbedarfs an Implantationszeit, navigiert zu konventionell, von 38,5 % während der ersten sieben Operationen, auf 11 % bei den letzten neun, spiegelt noch einmal deutlich den großen Lernerfolg durch die Gewöhnung an das System wieder.

Den größten Anteil daran hat, wie bereits vermutet, die zunehmende Verkürzung der ‚Matchingzeit‘. Betrug sie in Gruppe 1 durchschnittlich noch 604 Sekunden (10 Minuten, 4 Sekunden), so konnte sie in Gruppe 2 bereits um 44 % auf 340 Sekunden (5 Minuten, 40 Sekunden) pro Wirbelkörper gesenkt werden. Im Vergleich

dazu, fällt die Reduzierung der eigentlichen Navigationszeit pro Schraube um 11 % von 274 Sekunden (4 Minuten, 34 Sekunden) in Gruppe 1 auf 234 Sekunden (3 Minuten, 54 Sekunden) in Gruppe 2, weniger deutlich ins Gewicht.

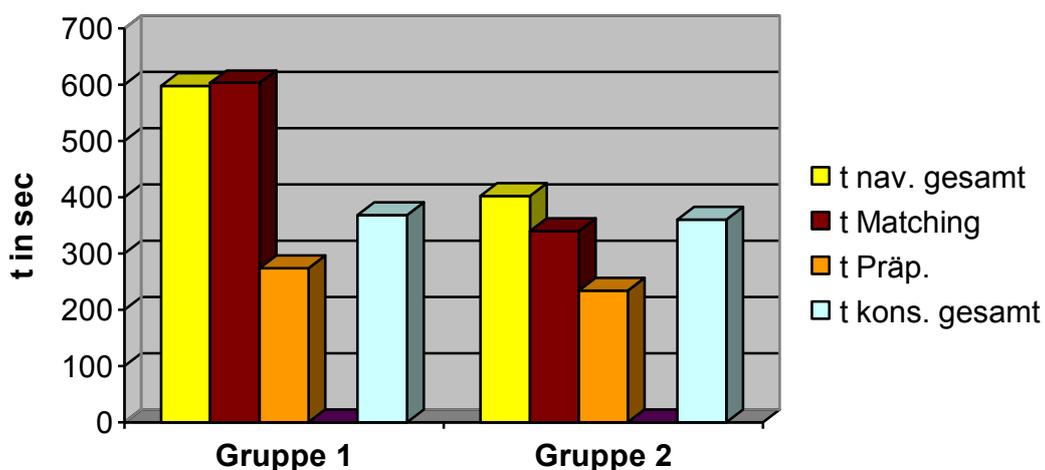
Insgesamt wurde für jede Schraube bei Anwendung des ‚CAOS-Systems‘ 23 % mehr Zeit benötigt, als bei der konventionellen Methode.

Tab. 6

	Gruppe 1			Gruppe 2		
	Nav.	konv.	%	Nav.	Konv.	%
Gesamt	598	368	38,5	402	359	11,0
Matching	604			340		44
Präp. Schraube	274			234		11

Tabellarische Vergleich der Durchschnittszeiten für Navigation (differenziert) und konventionelle Applikation nach Einteilung der Operationen in zwei Gruppen (1 :Op 1-7 und 2: Op 8-16)

Abb.17



Graphischer Vergleich Durchschnittszeiten für Navigation (differenziert in gesamt, Matching und Präparation) und konventionelle Applikation in den beiden Gruppen

4.1.3 Zeiten und Diagnosen

Zusätzlich wurde der Zeitbedarf für jede Schraubenimplantation noch einmal nach den Operationsdiagnosen differenziert. Im Falle der Computernavigation wurde ebenfalls in ‚Zeit gesamt, Zeit für das ‚Matching‘ und für die eigentliche Navigation unterschieden (Abb.18).

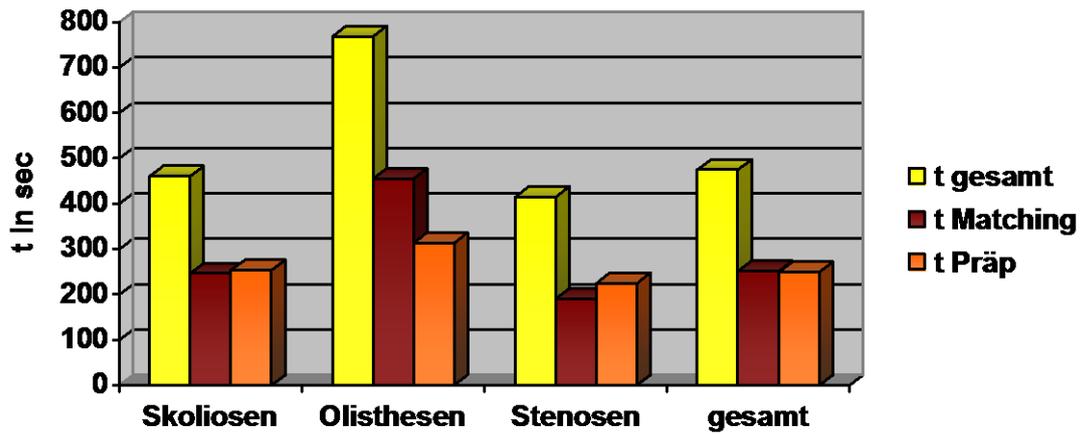
Die durchschnittlichen Zeiten, die bei den Skoliosepatienten (Abb. 19) ermittelt werden konnten, deckten sich erwartungsgemäß in etwa mit denen des Gesamtdurchschnitts, da 76 % aller untersuchten Schrauben zur Therapie skoliotischer Fehlbildungen implantiert wurden. Die konventionelle Applikation dauerte im Mittel 354,9 Sekunden (Gesamtklientel 364 s), die navigierte 460,8 Sekunden (474 s). Davon entfielen auf das ‚Matching‘ 246,4 Sekunden (251,2 s) pro Schraube und auf die Navigation 253,9 Sekunden (249 s) pro Schraube.

Mit Abstand am meisten Zeit pro Schraube, unabhängig von der gewählten Methode, wurde bei den Spondylolisthesen (Abb. 20) benötigt: im Durchschnitt 466,3 Sekunden konventionell und sogar 768,8 Sekunden für eine unter Computerassistenz implantierte Schraube. Mit 455 Sekunden betrug die ‚Matchingzeit‘ pro Schraube 1,8-mal länger als bei Skoliosen und ca. 2,4-mal länger als bei den Spinalkanalstenosen (190 s). Die Präparationszeit war mit 257,5 Sekunden ebenfalls deutlich länger als bei den Spinalkanalstenosen (224,6 s).

Die durchschnittlich schnellste Schraubenimplantation gelang bei unseren Spinalkanalstenosepatienten (Abb. 21). Hier dauerte eine konventionell applizierte Schraube insgesamt nur 324,8 Sekunden, bei Navigation 416,9 Sekunden.

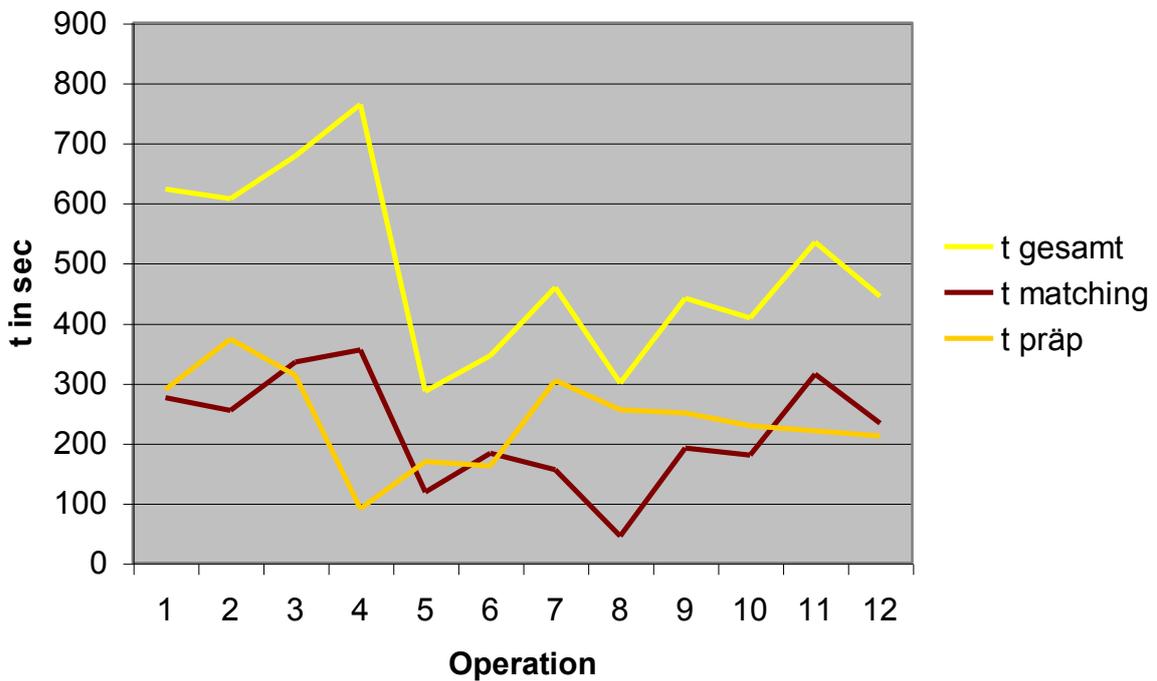
Für das ‚Matching‘ wurden pro Schraube 190 Sekunden, für die navigierte Präparation 224,6 Sekunden benötigt.

Abb. 18



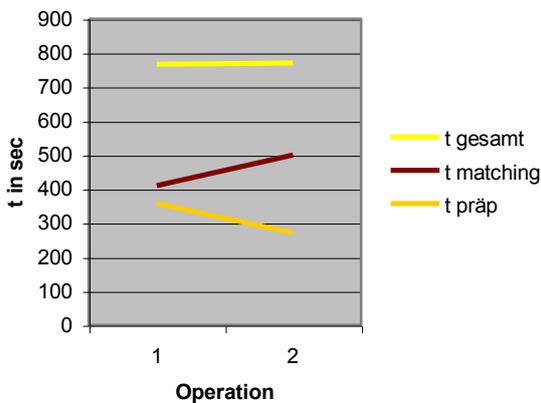
Graphischer Vergleich der Durchschnittszeiten für Navigation (differenziert) in Abhängigkeit von der Diagnose

Abb. 19



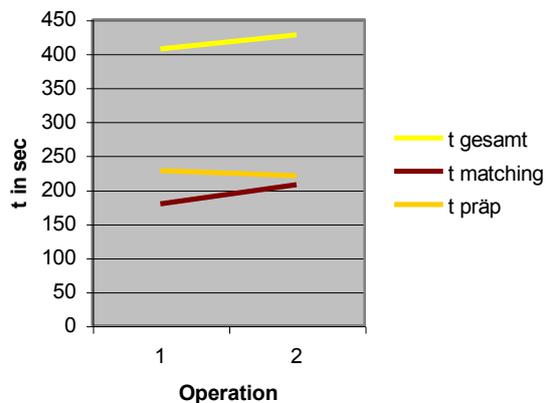
Graphische Darstellung der Entwicklung der Zeiten bei der Navigation (differenziert) bei Skoliosepatienten

Abb.20



Graphische Darstellung der
Zeitenentwicklung bei Navigation
(differenziert) bei Spondylolisthesen

Abb. 21



Graphische Darstellung der
Zeitenentwicklung bei Navigation
(differenziert) bei Spinalkanalstenosen

4.2 Schraubenlage

Das primäre Ziel, neben der vergleichenden Zeiterfassung, war die Untersuchung einer möglichen mit Computernavigation erreichbaren Präzisionsverbesserung bei der Pedikelschraubenimplantation.

In unserer Studie wurden insgesamt 92 Pedikelschrauben implantiert. 57 Pedikelschrauben wurden mit Hilfe des ‚SurgiGATE‘-Systems unter Echtzeit-Visualisierung eingebracht, die restlichen 35 mit der herkömmlichen Technik unter Zuhilfenahme eines mobilen Bildwandlers. Um der individuellen Pedikel- und Wirbelkörperanatomie unserer Patientenklientel (75 % Skoliosen) Rechnung zu tragen und einen diesbezüglich unabhängigen Vergleich zwischen den beiden Systemen zuzulassen, entschieden wir uns für ein neues, unserer Kenntnis nach bis dato nicht veröffentlichtes, Studiendesign. Wir stellten den Vergleich nicht zwischen zwei Patientengruppen an, von denen die eine mit dem einen und die andere mit dem anderen System operiert wurde. Stattdessen kamen stets beide Systeme in einer Operation/einem Patienten zur Anwendung. Es wurden somit, mit Ausnahme Operation zwölf, jedem Patienten sowohl Schrauben mit Computernavigation, als auch herkömmlich unter Bildwandlerkontrolle implantiert. Auf diese Weise sollte in 15 Einzelfällen ein individueller Systemvergleich ermöglicht werden.

Zur Schraubenlagekontrolle erhielten die Patienten Röntgennativaufnahmen in zwei Ebenen, sowie zur exakteren Beurteilung eine Computertomographie, beziehungsweise eine Magnetresonanztomographie. Bei drei unserer Patienten wurde während des stationären postoperativen Aufenthaltes eine Computertomographie der instrumentierten Wirbelsäulenabschnitte durchgeführt. Die übrigen Patienten wurden etwa ein Jahr nach der Operation mittels Magnetresonanztomographie nachuntersucht. Von den so verbliebenen 13 Patienten konnten jedoch leider nur 10 dieser Nachuntersuchung zugeführt werden. Bei einer weiteren Patientin besaß das durchgeführte MRT nur bedingte Aussagekraft, da die Rekonstruktion in der Transversalebene fehlte und somit Verletzungen der Pedikel nach medial bzw. lateral der Diagnostik potentiell entgingen. Ventrale Perforationen der Wirbelkörper und kraniale bzw. kaudale Abweichungen der acht implantierten Pedikelschrauben konnten jedoch ausgeschlossen werden. Diese Patientin wurde nicht in die Statistik der Schraubenlagen aufgenommen. Dadurch verblieben zur exakten Lagebeurteilung von den ursprünglich 92 Schrauben noch 60, 36 davon navigiert mit CAOS und 24 konventionell implantiert.

Die postoperativen MRTs bzw. CTs wurden sowohl von unabhängigen Radiologen als auch von zwei Orthopäden befundet.

Die Schraubenlage wurde im Protokoll im Bezug auf den Pedikel und den Wirbelkörper standardisiert dokumentiert. Mögliche Abweichungen wurden zum einen quantitativ, eingeteilt in vier Gruppen (Tab. 8), und zum anderen qualitativ nach ihrer Richtung festgehalten (Tab. 7).

Eine korrekte Lage der Pedikelschraube definierten wir nach Arbeiten von Weinstein⁷³, Zindrick et al.⁷⁸ wie folgt:

„Vollständiger Verlauf der Schraube innerhalb des Pedikels, keine Verletzung der Pedikelkortikalis, keine Perforation der ventralen oder lateralen Wirbelkörperkortikalis, keine Perforation in das Wirbelgelenk, sowie eine ausreichende Schraubenlänge mit Ausnutzung von 80 % der antero-posterioren Strecke im Wirbelkörper. Des Weiteren wird eine deckplattenparallele Ausrichtung der Schrauben, ohne Überschreiten der Mittellinie in der Sagittalen angestrebt.“

Da bei jedem Patienten zur konventionellen Schraubenimplantation ein Bildwandler hinzugezogen wurde, war somit bereits intraoperativ für jede Schraubenlage,

unabhängig von ihrer Implantationsmethode, eine standardisierte optische Kontrolle möglich. Eine Fehllage war intraoperativ in keinem Fall aufgefallen, eine Schraubenlagekorrektur musste ebenfalls in keinem Fall erfolgen.

Auf den postoperativ angefertigten Nativ-Röntgenaufnahmen war bis auf eine fragliche ventrale Wirbelkörperperforation ebenfalls keine Schraubenfehllage beobachtet worden.

Klinisch waren bei keinem unserer Patienten Komplikationen, assoziiert mit der Pedikelschraubenapplikation, aufgetreten. Insbesondere wurden, sowohl direkt postoperativ als auch über den Verlauf des ersten Jahres, keine unmittelbar auf die Operation und die Pedikelschraubenimplantation zurückzuführenden neurologischen Auffälligkeiten beobachtet.

Die Beurteilung der Pedikelschraubenlage mittels MRT war gegenüber dem Computertomogramm zum Teil eingeschränkt, da sich trotz Verwendung von Titanschrauben zum Teil Artefizierungen ergaben. Um die ohnehin bereits hohen Strahlenbelastungen unserer großteils sehr jungen Patienten aber nicht noch zusätzlich zu erhöhen, entschieden wir uns, aus ethischen Gründen, gegen die Durchführung einer weiteren Computertomographie, eine mögliche Einschränkung der exakten Beurteilbarkeit in Kauf nehmend.

Während die Beurteilung der Schraubenlagen im CT bei allen drei Patienten auf den Millimeter genau möglich war, war die Qualität im MRT, wie bereits erwähnt, über sehr unterschiedliche Ausmaße der Artefizierungen variabel und die Aussagekraft über die Präzision der Schraubenlagen partiell eingeschränkt. Schrauben, die wir als intrapedikulär einstufen, entsprachen unserer Auffassung nach alle den Kriterien nach Weinstein, Zindrick et al.^{73,78}. In Fällen mit deutlichen Artefakten werteten wir nur Schrauben mit perfekt zentriertem Verlauf im Pedikel, die ohne ventrale Perforation das vordere Drittel des Wirbelkörpers erreichten, als korrekt intrapedikulär platziert. Sollten in diesen Fällen, trotz der erzielten Lage zentral im Pedikel, nicht erkennbare Kortikalisverletzungen aufgetreten sein, so müssen diese durch die Wahl eines zu großen Schraubendurchmessers bedingt gewesen sein. Da die Entscheidung über die zu implantierende Schraubendicke aber nicht vom Computersystem, sondern allein von Operateur getroffen wird, wären diese okkulten Perforationen als unabhängig vom Navigationssystem anzusehen. Sie würden also als systematischer Fehler, unabhängig von der gewählten Implantationsmethode,

auftreten und hätten somit auf den in unserer Studie angestrebten Vergleich zwischen den beiden Implantationsverfahren keinen Einfluss.

17 der insgesamt 60 Schraubenlagen wurden mittels Computertomographien kontrolliert, zwölf Schrauben davon waren navigiert und fünf konventionell implantiert worden. Von den übrigen 43 in unsere Studie eingegangenen Schrauben wurden zur Lagekontrolle Magnetresonanztomographien durchgeführt. Es wurden also 24 Schrauben nach Navigation und 19 Schrauben nach konventioneller Implantation mittels Magnetresonanztomographie beurteilt.

In Tabelle 7 wird neben der Gesamtzahl, der pro Wirbelkörperseite implantierten Schrauben, für jeden Wirbelkörper und Seite in korrekter Schraubenlage (Kriterien für eine korrekte Lage sind oben aufgeführt) und in Fehllage (alle Lagen die im oben genannten Sinne nicht als korrekt definiert sind) unterschieden. Im Falle von Fehllagen werden diese qualitativ bezüglich ihrer Richtung nach medial oder lateral differenziert, jeweils getrennt nach computerassistent und konventionell eingebrachten Schrauben.

Tabelle 8 gibt die genaue Aufschlüsselung der einzelnen Fehllagen nach ihrem Schweregrad in Millimetern und in Abhängigkeit von der Deviationsrichtung (medial, lateral und/ oder ventral) wieder, ebenfalls differenziert nach Navigation oder konventioneller Applikation.

Tab. 7

		nav.				konv.			
		gesamt	korrekt	Fehllagen		gesamt	korrekt	Fehllagen	
				medial	lateral			medial	lateral
Th12	li.	1	1			1	1		
	re.	1	1			1		1	
L1	li.	2	2			2	1	1	
	re.	2	1		1 (+ ventral)	2	1	1	
L2	li.	4	4						
	re.	3	2	1					
L3	li.	3	3			2	1	1	
	re.	2	2			4	3	1	
L4	li.	6	6			3	3		
	re.	6	5		1	3	2		1
L5	li.	3	3			3	3		
	re.	3	3			3	2		1
		36	33	1	2	24	17	5	2
			91,7%	2,8%	5,5%		70,8%	20,8%	8,3%
				(8,3%)				(29,2%)	

Tabellarische Darstellung der Schraubenlagen in Abhängigkeit von der Höhe des instrumentierten Wirbels und der Art der Instrumentation – navigiert versus konventionell. Qualitative Differenzierung der Schraubenfehllagen nach ihrer Richtung

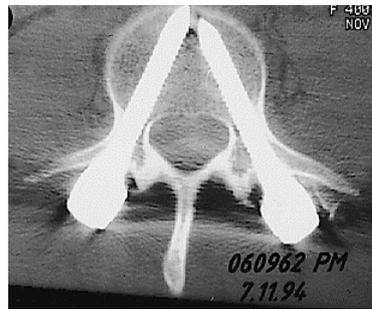
Tab. 8

		nav.					konv.				
		gesamt	2mm	4mm	6mm	8mm	gesamt	2mm	4mm	6mm	8mm
medial		1	1				5	4	1		
lateral		2	1	1			2	1	1		
ventral		(1)		(1)							

Tabellarische Darstellung des quantitativen Ausmaßes der Schraubenfehllagen in Abhängigkeit von der Art der Instrumentation und der Richtung der Fehllage, () = kombinierte Fehllage

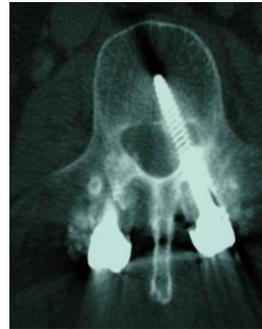
Die aufgeführten Tabellen 7 und 8 geben einen Überblick über die Auswertung unserer MRT- bzw. CT-Daten.

Abb. 22



Korrekte intrapedikuläre
Schraubenlage bds.

Abb. 23



mediale Fehllage einer
Pedikelschraube

4.2.1 Schraubenlagen navigiert

Von den 36 mit Navigation implantierten (bzw. nach Navigation zur exakten Lagebestimmung zur Verfügung stehenden) Pedikelschrauben wurden 33 korrekt intrapedikulär appliziert. Das entspricht einem Prozentsatz von 91,7.

Von den drei registrierten Fehllagen verletzten zwei die laterale Kortikalis, eine die mediale Kortikalis. Eine der Schrauben, welche den Pedikel nach lateral verfehlte, führte zusätzlich zu einer ventralen Perforation der Wirbelkörpers. 8,3 % dieser Schrauben lagen also nicht korrekt im Pedikel, 2,8 % führten zu einer potentiell gefährlichen medialen und 5,5 % zu einer lateralen Abweichung. Eine der Fehllagen wurde auf Höhe L1, eine weitere bei L2 und eine dritte bei L4 gefunden. Alle Fehllagen waren im rechten Pedikel lokalisiert. Obwohl die absolute Anzahl der Abweichungen auf die drei Wirbelkörper-Etagen gleich verteilt war, fällt bei der Betrachtung der relativen Verteilungen doch ein deutliches Häufigkeitsgefälle von L1 zu L4 auf. Lag auf Höhe L1 noch jede vierte Schraube fehlplatziert (25 %), war es bei L2 nur noch jede siebte (14,2 %) und bei L4 nur noch jede zwölfte (8,3 %) (Tab. 7). Betrachtet man die unter Navigation dokumentierten Fehllagen wie in Tabelle 8 quantitativ, erhält man folgendes Bild. Die einzige mediale Perforation (L2 re.) betrug ≤ 2 mm, die Schraube lag damit im nach Gertzbein und Robbins¹⁶ beschriebenen Reserveraum.

Die beiden lateralen Perforationen betrug einmal ≤ 2 mm und einmal ≤ 4 mm. Zusätzlich war bei der Schraube, die den Pedikel um bis zu 4 mm nach lateral verlassen hatte, eine ventrale Perforation von ≤ 4 mm aufgefallen, die aber ebenso, wie alle anderen beschriebenen Fehllagen, bis dato zu keinerlei klinischer Relevanz geführt hatte.

4.2.2 Schraubenlagen konventionell

Im Vergleich zur Navigation stellten sich die in unserer Studie bei konventioneller Applikation erreichten Schraubenlagen wie folgt dar.

Von den insgesamt 24 in die Studie zur Lagebestimmung eingehenden Pedikelschrauben waren 17 Schrauben korrekt intrapedikulär platziert. Dies entspricht einem Prozentsatz von 70,8. Die 29,2 % der Schrauben, die nach unseren Kriterien nicht mehr als korrekt intrapedikulär zu bewerten waren, verteilten sich wie folgt. Von den insgesamt sieben inkorrekten Lagen zeigten fünf (20,8 %) eine Affektion der medialen Pedikelwand und zwei (8,3 %) tangierten bzw. perforierten die laterale Pedikelwand. Auf Th12 entfiel dabei eine Fehllage (medial, re.), was eine relative Häufigkeit der Schraubenfehllagen in diesem Bereich von 50 % bedeutet. Auf Höhe L1 wurden zwei Fehllagen entdeckt (beide medial, li. u. re. 50 %), auf L3 ebenfalls zwei, wiederum beide nach medial (li. u. re.) mit einer relativen Häufigkeit von 33 %. Jeweils eine Pedikelperforation nach lateral wurde auf Höhe von L4 und L5 dokumentiert (beide re.). Für Level L4 und L5 ergab sich somit nur noch eine Fehllagehäufigkeit von 17 %.

Unabhängig von der Implantationsmethode zeigt sich also auch bei der konventionellen Implantation eine deutliche Abnahme der Fehllagenrate von L1 zu L5 (Tab. 7 und 8).

Der Unterschied von 91,7 % korrekt applizierter Pedikelschrauben bei der Computernavigation zu 70,8 % bei der konventionellen Implantation mittels Bildwandler war statistisch signifikant, $p < 0,05$ beim χ^2 -Test.

4.2.3 Schraubenlagen Skoliosen

Betrachtet man selektiv die Schraubenlagen bei unseren Skoliosepatienten, so ergibt sich ein ähnliches Bild. Von den gesamt 43 computernavigiert eingebrachten Pedikelschrauben standen, wie bereits oben erläutert, nur 32 zur Auswertung zur Verfügung. Es zeigten sich hierbei zwei Fehllagen, welche einen Prozentsatz von 6,25 bedeuteten. Eine der Schraubendeviationen führte zu einer geringgradigen medialen (< 2 mm) Perforation des Pedikelkortex, die zweite zu einer lateralen Verletzung von 2-3 mm.

Bei der konventionellen Applikation, bei der 20 von 27 Schraubenlagen postoperativ beurteilt werden konnten, zeigte sich eine Fehllagenrate von 25 %. Fünf Schrauben wurden als nicht korrekt im Pedikel liegend klassifiziert. Vier von diesen zeigten eine Abweichung nach medial, wobei wiederum eine den Pedikel um mehr als 2 mm verfehlte. Die laterale Pedikelperforation wurde mit 3 - 4 mm dokumentiert.

4.3 Korrektur des ‚Cobb-Winkels‘

75 % unseres Patientenkollektivs wurden auf Grund skoliotischer Wirbelsäulenfehlbildungen einer Operation zugeführt. Auf der Basis konventioneller Röntgendiagnostik der Wirbelsäule in zwei Ebenen, wurden sowohl prä- als auch postoperativ die ‚Cobb-Winkel‘ gemessen. Damit konnte zum einen das Ausmaß der vorbestehenden Deformität dokumentiert, als auch abschließend postoperativ, als Ausdruck des Operationserfolgs, die erreichte Korrektur beurteilt werden. In Tabelle 9 sind alle Skoliosepatienten mit ‚Cobb-Winkel‘ prä- und postoperativ dargestellt. Daraus ergibt sich ein durchschnittlicher präoperativer ‚Cobb-Winkel‘ von 88,5° mit einer Streubreite von 50° in Operation Nr. 3 bis zu 135° bei Operation Nr. 4. Der durchschnittliche postoperative ‚Cobb-Winkel‘ konnte, bestimmt nach der dorsalen Spondylodese, auf 31,1° reduziert werden. Die Streubreite lag postoperativ zwischen verbleibenden 10° Fehlstellung, ebenfalls wieder in Operation Nr. 3 und 72° in Operation Nr. 9. Durchschnittlich gelang somit eine Reduktion um 65 % mit einer Streubreite von 28 % bei Operation Nr. 9, bis zu 80 % in Operation Nr. 3.

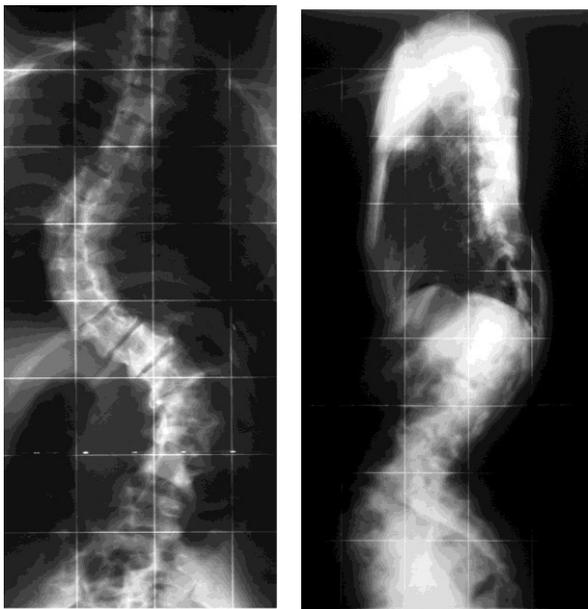
Weitere pro Patient dokumentierte Parameter waren, neben dem Ausmaß der Instrumentation, die Operationsdauer gesamt, der intraoperative Blutverlust und die Liegedauer der Patienten. Auch diese sind Tabelle 9 zu entnehmen.

Die gemittelte Operationszeit betrug 401 Minuten, bei einer Streubreite von 260 Minuten (Operation Nr. 5) bis 494 Minuten (Operation Nr. 2).

Der anhand der Anästhesieprotokolle erhobene intraoperative Blutverlust betrug im Mittel 905,3 ml (Streubreite zwischen 300 ml und 1350 ml). Bei vier der Operationen war auf Grund fehlender Dokumentation keine Beurteilung möglich.

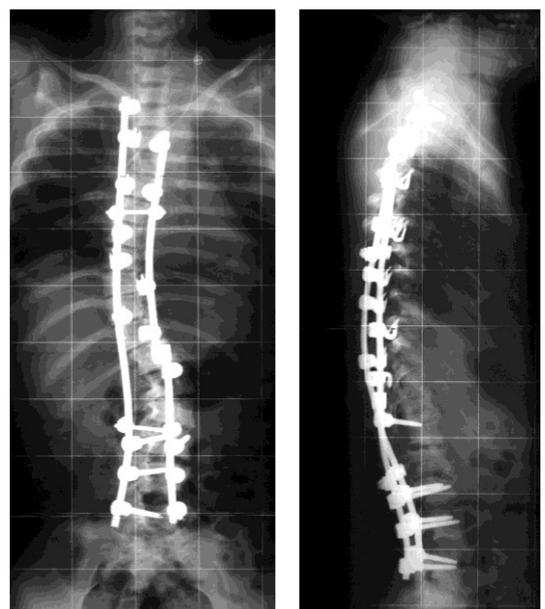
Die durchschnittliche stationäre Verweildauer unserer Patientenklientel mit Skoliosen lag bei 45 Tagen bei einer Streubreite von 23 bis zu 94 Tagen.

Abb. 24



Präoperative Röntgenbilder a.p. und seitlich einer 14jährigen Patientin mit neuromuskulärer Skoliose ,Cobb-Winkel' thorakal: 78°, lumbal: 68°

Abb. 25



Postoperative Röntgenbilder a.p. und seitlich nach Hybridinstrumentation (Th2-L5) ,Cobb-Winkel' thorakal: 38°, lumbal:30°

Tab.9

Nr. Op	Patient	Cobb präop	Cobb postop	Instrumentation	OP-Zeit(min)	Blutverlust(ml)	Liegedauer(Tage)
1.	G,N	115° (Th4-L4)	25°	Th3- L5	406 (6,46)	500	36
2.	G-M, S	68°(Th4-Th11) 58°(Th12-L4)	15° 15°	Th3- L4	494 (8,14)	350	24
3.	A, O	50° (Th4-L1)	10°	Th4- L1	294 (4,54)	k.A.	47
4.	S, J	135° (Th3-L5)	45°	Th2- L5	435 (7,15)	k.A.	94
5.	J, J	70°(Th4-Th11)	20°	Th4- L1	260 (4,20)	500	33
6.	B, D	65° (Th5-L2)	27°	Th2- L5	447(7,27)	1200	23
7.	D, A	75° (Th7-L4)	26°	Th2- L5	435 (7,15)	k.A.	32
8.	K, M	75° (Th10-L4)	40°	Th7- L4	401 (6,41)	k.A.	34
9.	G, H	100°(Th12-L4)	72°	Th3- L5	490 (8,10)	1242	45
10.	P, L	110° (Th7-L3)	42°	Th3- L5	k.A.	1800	k.A.
11.	C, R	130°(Th8-L4)	29°	Th3- S1	381 (6,21)	300	26
12.	B, C	100°(Th11-L5)	38°	Th3- L5	368 (6,08)	1350	56

5. Diskussion

5.1 Fehlerquellen

Die Computernavigation wurde eingeführt, um die bei der konventionellen Applikationsmethode mitunter sehr hohe Schraubenfehlagerate mittels intraoperativer Echtzeit-Visualisierung deutlich zu senken. Da mit Einzug der Computertechnik in die Wirbelsäulenchirurgie die Operationsprozedur nicht nur sicherer, sondern auch in hohem Maße komplexer geworden ist, sind im Vergleich zur konventionellen Instrumentation mit dem Bildverstärker eine Fülle neuer Fehlerquellen zu beachten. Wie bereits ausführlich dargestellt, müssen für die Computernavigation bis zur eigentlichen Pedikelschraubenimplantation verschiedene spezielle Schritte durchlaufen werden. So können auch während jedes Einzelnen dieser Teilschritte unterschiedlichste Fehler auftreten. Traten diese bei der konventionellen Operationsmethode nur intraoperativ auf, können bei der Computernavigation, bedingt durch die präoperativen Vorbereitungen (CT, Planung etc.), zusätzlich präoperative Fehlerquellen beobachtet werden.

5.1.1 Präoperative Fehlerquellen

Präoperative Fehler sind von besonderer Bedeutung, da bei fehlerhaftem Informationsmaterial eine sichere und präzise Navigation unter Umständen nicht mehr gewährleistet werden kann.

Die häufigste Fehlerquelle stellt das unvollständige oder fehlerhafte präoperative CT dar⁶⁵. Ebenso können Fehler bei der auf dem CT basierenden präoperativen Planung auftreten. So kann durch ungenügende Verarbeitung der CT-Informationen bzw. fehlerhafte Anpassung, z. B. durch die Wahl einer falschen Dichte oder eines falschen Schwellenwertes, ein falscher Eindruck von der knöchernen Wirbelsäule entstehen. Es können dabei wichtige knöcherne Strukturen nicht als solche erkannt und in der Folge gelöscht werden und damit der auf Oberflächenbestandteilen

basierenden Planung entgehen (z. B. bei stark osteoporotisch verändertem Knochen).

Ebenso kann durch das ungenügende Ausblenden von Anteilen des die Wirbelsäule umgebenden Weichteilmantels eine falsche, zu große Oberflächenregistrierung entstehen. Gelingt es also trotz guter CT-Qualität nicht die für die Planung der Operation entscheidenden ossären Strukturen ausschließlich, aber in Gänze darzustellen, sind Fehler, sowohl bei der sich anschließenden präoperativen Wahl der Landmarken, als auch beim intraoperativen ‚Matching‘ und schließlich bei der Navigation vorprogrammiert.

Auch Merloz et al.⁴³ führten 1999 einen Teil ihrer Schraubenfehllagen auf ein falsches Niveau der präoperativen Oberflächenregistrierung zurück. In ihrer Studie wurde jeweils nur das ‚Surface-Matching‘ zum Abgleich durchgeführt. Gerade das ‚Surface-Matching‘ basiert jedoch, anders als das ‚Pairpoint-Matching‘, auf einem exakten Abgleich eines 3D-Datensatzes. Auf diese Weise können Fehlregistrierungen bei der präoperativen Planung zu erheblichen Qualitätseinbußen beim ‚Matching‘ führen, so dass es trotz scheinbar korrekter Anzeige der Pedikelschraubenlage auf dem Monitor zu einer tatsächlich falschen Insertion im Pedikel kommen kann.

Durch den Wechsel von präoperativer Rückenlage bei der CT in die Bauchlage im Operationssaal resultieren zudem unweigerlich Relativbewegungen. Diesen muss im Rahmen eines sorgfältigen intraoperativen Matchings Rechnung getragen werden.

5.1.2 Intraoperative Fehlerquellen

Des Weiteren können auch bei einwandfreiem CT-Datensatz und korrekter präoperativer Planung intraoperativ Fehlregistrierungen auftreten. So führt die Freipräparation der Wirbelsäule, als Vorbereitung auf die eigentliche Instrumentation, häufig zu Veränderungen ihrer knöchernen Struktur und kann somit Schwierigkeiten beim ‚Matching‘ bedingen. Je nach operativem Zugangsweg zum Pedikel werden zum Beispiel Anteile der Facettengelenke während der Präparation entfernt. Diese anatomische Struktur steht folglich, auf Grund der Diskrepanz zum CT, beim ‚Matching‘ nicht mehr zur Verfügung. Dadurch wird die Möglichkeit des ‚Pairpoint-

Matchings' deutlich eingeschränkt und beim ‚Surface-Matching‘ unter Umständen ein falscher 3D-Abgleich vermittelt.

Zusätzlich können sich bei der eigentlichen Navigation Schwierigkeiten ergeben. So stimmt, selbst bei korrektem ‚Matching‘ des Wirbels, die sich intraoperativ darstellende rückwärtige Oberfläche des Wirbels nicht mehr mit dem virtuellen Abbild überein. Beim Aufsetzen der Instrumente, zum Beispiel des ‚Starters‘, auf diese neu entstandenen Oberflächen wird folglich ein falscher Eindruck von der Präparationstiefe vermittelt.

Auch ohne vorausgegangenen iatrogenen Knochendefekt, kann es, bedingt durch sehr weichen Knochen, beim ‚Matching‘ zum Einsinken der ‚Pointerspitze‘ in den Kortex kommen. Er wird folglich statt eines Punktes auf der Oberfläche bereits innerhalb des knöchernen Volumens registriert. Beide beschriebenen Probleme führen möglicherweise zu einer unbemerkten, da falsch visualisierten, zu tiefen Präparation des Pedikelkanals, mit der Gefahr der ventralen Schraubenperforation. Der umgekehrte Effekt kann entstehen, wenn die für das ‚Matching‘ benötigten dorsalen Flächen nur ungenügend dargestellt werden und sich noch zu viel Weichteilgewebe auf den Oberflächen befindet. Dieses Problem ergibt sich zum Beispiel gehäuft bei sehr adipösen Patienten. Durch den fehlerhaften Abgleich wird die registrierte Oberfläche scheinbar angehoben, folglich kann die Schraubenimplantation zu oberflächlich sein. Es kommt mathematisch zur Verkippung der Oberfläche und damit trotz augenscheinlich korrekter Navigation unbemerkt zu potentiell bedrohlichen Fehlplatzierungen. Diese Situation muss unbedingt vor der Präparation, unmittelbar im Anschluss an das ‚Matching‘, erkannt werden. Die Durchführung der Verifikation ist diesbezüglich unerlässlich. Dieser Schritt ist die letzte Möglichkeit für den Operateur, eine potentielle Fehlregistrierung noch vor dem Beginn der navigierten Präparation zu erkennen. Sollten sich dabei auch nur die geringsten Unstimmigkeiten zwischen dem zur Verifikation auf den Kortex aufgesetzten ‚Pointer‘ und seinem virtuellen, am Monitor visualisierten, Pendant ergeben – z. B. eine schwebende oder in die Kortikalis eindringende ‚Pointerspitze‘ – darf die Navigation auf dieser Basis nicht begonnen werden. Es muss erneut ‚gematched‘ oder bei erneutem Versagen möglicherweise die präoperative Planung für den betreffenden Wirbelkörper ein zweites Mal durchgeführt und dabei andere, besser zu erreichende Landmarken, gewählt werden. Sollten sich trotz alledem Restzweifel bei der Verifikation ergeben, sollte die Navigation für

diesen Fall verlassen und die Schraubenimplantation konventionell durchgeführt werden.

Da jedoch, selbst bei scheinbar perfekter Verifikation, Fehler in der Registrierung entgehen können, sollte jeder Pedikel nach der Präparation des Schraubenkanals mit Hilfe einer Knopfsonde auf mögliche Perforationen untersucht werden. Bei Verdacht auf eine Deviation sollte die Präparation nach der konventionellen Methode, mittels Durchleuchtung, fortgesetzt werden.

Eine weitere wesentliche Fehlerquelle liegt in der intraoperativen Identifikation des zu navigierenden Wirbels. Die Höhenlokalisierung des entsprechenden Wirbels, die für den Abgleich der Landmarken während des ‚Matchings‘ eminent wichtig ist, muss weiterhin vom Operateur vorgenommen werden. Häufig war hier zusätzlich eine kurze seitliche Durchleuchtung nötig.

Des Weiteren ist meist eine etwas umfangreichere chirurgische Exposition des zu operierenden Wirbelsäulenabschnitts erforderlich, zum einen, um die Identifikation zu erleichtern und zum anderen, um die Zugänglichkeit zu den definierten Messpunkten zu gewähren¹⁵.

Es hat sich gezeigt, dass die beim ‚SurgiGATE‘-System verwendeten aktiven ‚LEDs‘ durch ihre Kabelverbindung gelegentlich bei der Anwendung verdeckt wurden und für die Kamera deshalb nicht erkannt werden konnten. Zu dieser Zeit war eine Visualisierung der Anwendung nicht möglich („instruments hidden“). Kabellose Systeme, die sog. passiven ‚LEDs‘ wären in diesem Fall von Vorteil.

Gerade bei Verwendung einer Kamera mit einem nur relativ kleinen Blickfeld, kommt der bedachten Positionierung der ‚DRB‘ eine wichtige Rolle zu. Sollte sich der gewählte Ort als ungünstig erweisen („DRB hidden“), besteht nur die Möglichkeit durch Verschiebungen der Kamera auf etwaige Veränderungen im Operationsfeld zu reagieren. Sollte jedoch eine Optimierung der ‚DRB‘ Position erforderlich sein, muss ein vollständiges neues ‚Matching‘ erfolgen.

5.2 Statische Einheit

Die sich während der Operation darstellenden knöchernen Strukturen, in unserem Fall die Wirbelkörper, können nur dann zum Abgleich mit dem CT-Scan verwendet werden, wenn sie statische, d.h. fixierte Einheiten darstellen, also zwischen dem präoperativen Status während der CT und dem Operationszeitpunkt keine Veränderungen eingetreten sind. Daher ist es in der Regel notwendig jeden Wirbelkörper einzeln mit seinem virtuellen Pendant abzugleichen, ihn zu ‚matchen‘. Würde die gesamte Wirbelsäule als Ganzes präoperativ geplant und als solche ‚gematcht‘, so würden bei intraoperativen Lageveränderungen die Ausrichtung der einzelnen Wirbel zueinander nicht beachtet, was eine Fehlnavigation zur Folge hätte. Aus demselben Grund sollte im Fall von Wirbelfrakturen eine Navigation immer nur an unversehrten Wirbelkörpern durchgeführt werden. Frakturierte Wirbelkörper erfüllen die unabdingbare Voraussetzung einer persistent stabilen Einheit nicht. Es können allein durch den Lagewechsel vom präoperativen CT, durchgeführt in Rückenlage, zur Operationssituation in Bauchlagerung, kleinste Veränderungen in der Morphologie des frakturierten Wirbels und dadurch entscheidende Diskrepanzen zum virtuellen Situs entstehen.

Eine intraoperative Erfassung von repositionsbedingten Änderungen des präoperativen CT-Datensatzes ist nicht möglich. Neuere Entwicklungen, basierend auf einer intraoperativen fluoroskopischen Navigation, bieten hier mittlerweile erhebliche Vorteile.

Wie in dieser Studie auffällt, waren die erhobenen Gesamtzeiten pro Schraube im Fall der navigierten Pedikelschrauben im Durchschnitt 110 Sekunden länger als mit der konventionellen Methode unter Zuhilfenahme eines Bildwandlers.

Da sich die beiden Methoden, was ihren zeitlichen Ablauf betrifft, insbesondere in der Prozedur des ‚Matchings‘ unterscheiden, sich die Schritte der eigentlichen Präparation und Implantation der Pedikelschraube aber in etwa entsprechen, wird deutlich, dass das ‚Matching‘ zum zeittreibenden Faktor der Navigation wird.

Wie bereits erläutert, ist es in der Regel unerlässlich, das ‚Matching‘ für jeden zu instrumentierenden Wirbelkörper individuell neu durchzuführen. In speziellen seltenen Ausnahmefällen kann jedoch auch einmal darauf verzichtet werden.

Schlenzka et al⁶² berichteten 2000, basierend auf mehr als vier Jahren klinischer Erfahrung mit computerassistierter Wirbelsäulenchirurgie, von guten Erfolgen bei der

direkten Instrumentation eines zum zuletzt ‚gematchten‘ Wirbel benachbarten Segments. Die Autoren postulierten, dass im Falle von ausgeprägten degenerativen Veränderungen, bei denen eine Versteifung eines Bewegungssegments angenommen wird, dieses Bewegungssegment als stabile Einheit angesehen werden kann. Somit würde zur Navigation dreier Wirbelkörper das ‚Matching‘ eines einzelnen zentralen ausreichen. Auch Cammisa et al⁵ berichteten im Jahr 2000 von Fällen, in denen ohne erneutes ‚Matching‘ eine sichere navigierte Schraubenimplantation in einen benachbarten Wirbelkörper möglich war.

Wir können im Rahmen unserer Studie ebenfalls von einem Fall berichten, in dem zur Navigation von drei Wirbelkörpern (für sechs Pedikelschrauben) nur ein einmaliges Matching notwendig war.

Es handelt sich um eine zum Operationszeitpunkt 76 jährige Patientin (Fall Nr. 12), die auf Grund einer pathologischen Fraktur in Höhe Th11 mit Ausbildung einer progredienten inkompletten Paraparese beider Beine zur operativen Intervention aufgenommen wurde. Nebenbefundlich bestand eine rigide rechtskonvexe Lumbalskoliose (Adoleszentenskoliose mit einem Winkel nach Cobb von 70°). Ziel der Operation war die Stabilisierung der Frakturzone und eine mögliche Korrektur der skoliotischen Fehlbildung.

Intraoperativ zeigte sich eine deutliche knöcherne Ankylose der kleinen Wirbelgelenke, sowie eine breitbasige knöcherne Überbauung, die zu einer weitgehenden knöchernen Fusion von Th12 bis S1 geführt hatte. Dieser Befund war bereits anhand des präoperativen Computertomogramms erhoben worden, so dass er zur präoperativen Planung herangezogen werden konnte. Da die Rigidität nur anhand des Computertomogramms präoperativ jedoch nicht zu beurteilen war, wurde die Planung wie üblich durchgeführt und jeweils fünf Landmarken pro Wirbelkörper auf L1 bis L3 gesetzt. Intraoperativ imponierte die Wirbelsäule, insbesondere im lumbalen Bereich, im Sinne einer Blockwirbelbildung derart kompakt, dass wir uns für den gesamten zu instrumentierenden Wirbelsäulenabschnitt nur zu einem einmaligen ‚Matching‘ auf Höhe L2 entschieden. Zusätzlich führten wir ein ausgiebiges ‚Surface-Matching‘ mit 20 Oberflächenpunkten durch (Korrelationskoeffizient 0,59). Bei der anschließenden Überprüfung der ‚Matchinggüte‘ mittels Verifikation wurden im gesamten Bereich der Synostosen eine sehr gute Übereinstimmung gefunden, so dass die Wirbelkörper L1, L2 und L3 nur auf diesem einmaligen ‚Matching‘ basierend instrumentiert werden konnten.

Umgerechnet auf diese drei Wirbel war die ‚Matchingdauer‘ pro Wirbel mit 90 Sekunden (45 sec/Schraube) entsprechend sehr kurz (gegenüber \varnothing 246,4 sec/Schraube bei Skoliosen bzw. 251,2 sec/Schraube gesamt). Dies trug, trotz einer relativ hohen mittleren Präparationszeit von 255 Sekunden pro Schraube (durchschnittliche Präparationszeit bei Skoliosen: 253,9 sec/Schraube bzw. 249 sec/Schraube gesamt), zu einer deutlichen Verkürzung der Gesamtzeit pro Schraube von 300 Sekunden bei. Im Vergleich dazu betrug die durchschnittliche Gesamtzeit pro Schrauben im Falle von Skoliosen 460,8 Sekunden und über die gesamte Patientenklientel sogar 474,3 Sekunden. So gelang es, in diesem besonderen Fall, allein durch die deutliche Reduzierung der ‚Matchingzeit‘, die Gesamtzeit zur navigierten Implantation einer Pedikelschraube um 37 % zu senken. Eine der sechs implantierten Schrauben (L1 li.) zeigte eine geringfügige Verletzung der lateralen Kortikalis von ca. 2 mm. Alle weiteren waren perfekt zentriert im Pedikel eingebracht worden.

Der zeittreibende Faktor bei der Navigation, das ‚Matching‘, kann also in speziellen Ausnahmefällen, in denen auch Gruppen von Wirbelkörpern als fixierte Einheit betrachtet werden können, ohne Qualitätseinbußen signifikant verkürzt und somit die Belastung des Patienten durch eine lange Operationszeit reduziert werden.

5.3 Literaturangaben Zeitnahme

Schlenzka et al.⁶³ führten in ihrer Studie im Jahr 2000 eine Zeitnahme, vergleichend zwischen Navigation und konventioneller Applikation, durch. Für eine navigierte Schraubeninsertion wurde im Durchschnitt 570 Sekunden (9,5 Minuten) benötigt, während das Einbringen einer Pedikelschraube mit Hilfe des Bildwandlers nur 312 Sekunden (5,2 Minuten) dauerte. Abschließend stellten die Autoren fest, dass die Anwendung des ‚CAOS-Systems‘ bei normalen anatomischen Verhältnissen (erwachsener Patient mit einfacher gerader Insertion) mit einem, im Vergleich zur Fluoroskopie, höheren Zeitaufwand verbunden war. Gerade bei komplizierten Verhältnissen, wie bei schwerwiegenden Deformitäten, habe die Navigation aber zu einer deutlichen Zeitersparnis beigetragen.

Girardi und Mitarbeiter¹⁷ stellten ebenfalls eine Arbeit vor, in der neben der Beurteilung der Operationspräzision, der zur Navigation benötigten Zeitdauer Rechnung getragen wurde. Es wurden insgesamt 62 Patienten einer dorsalen Fusion bei Spinalkanalstenosen bzw. Instabilitäten im Bereich der LWS unterzogen. Die Autoren berichteten von 330 mit Computerassistenz implantierten Pedikelschrauben, von denen etwa die Hälfte (171 Schrauben) einer postoperativen Lagekontrolle mittels Computertomographie zugeführt werden konnten. Die durchschnittlich zur Implantation einer Pedikelschraube benötigte Zeitdauer wurde mit 396 Sekunden (6 Minuten und 36 Sekunden) angegeben (3,18 bis 12,30 Minuten). Eine weitere Aufschlüsselung der Implantationsdauer wurde nicht dargestellt. Ebenso wurde auch kein Vergleich zur herkömmlichen Methode gezogen. Von 171 postoperativ CT-kontrollierten Schrauben wurden lediglich sechs laterale Schraubenfehlagen beschrieben, wobei intraoperativ bereits drei Fehllagen aufgefallen waren und so unmittelbar behoben werden konnten. Von medialen oder inferioren Fehllagen wurde nicht berichtet.

Laine et al.^{36,37} veröffentlichten 1997 eine vergleichende Untersuchung zwischen der konventionellen Applikation von Pedikelschrauben und der Implantation unter Computernavigation. In ihrer prospektiven Studie implantierten sie bei 30 Patienten insgesamt 174 Pedikelschrauben, wobei 139 mit ‚CAOS‘ und 35 herkömmlich unter Bildwandlerkontrolle eingebracht wurden. Alle Patienten wurden postoperativ einer Computertomographie zugeführt, außerdem wurde intraoperativ die Zeit für das ‚Matching‘ und die Gesamtzeit pro Schrauben gemessen. Die durchschnittliche ‚Matchingzeit‘ gaben die Autoren mit 329 Sekunden an. Zur anschließenden navigierten Implantation wurden im Mittel 271 Sekunden benötigt. Somit bedurfte es eines Zeitaufwandes pro navigiert implantierter Schraube von durchschnittlich 600 Sekunden. Die bei konventioneller Anwendung benötigte Zeit wurde nicht dokumentiert. Von den 139 navigierten Schrauben lagen 95,7 % (Fehlerquote 4,3 %) korrekt intrapedikulär, von den konventionell eingebrachten Schrauben zeigten nur 85,7 % (Fehlerquote 14,3 %) eine korrekte Lage. Der Vergleich zeigte aber nicht nur quantitative, sondern auch qualitative Unterschiede zwischen den beiden Systemen. Während unter Computernavigation lediglich sechs laterale Perforationen beobachtet wurden, deviierten bei konventioneller Applikation allein drei der fünf fehlgeleiteten Schrauben potentiell gefährlich nach medial in Richtung Spinalkanal. Eine Schraube verließ den Pedikel, ebenfalls mit der Gefahr einer Spinalwurzelschädigung nach

kaudal und eine weitere nach lateral. Aus einer der medialen Pedikelperforationen, die mehr als 5 mm betrug, resultierte eine Parese auf Höhe L4.

In einer weiteren großangelegten randomisierten Studie aus dem Jahr 2000 wurde von Laine et al.³⁸ insgesamt 100 Patienten operiert. Dabei wurden bei 50 Patienten 277 Pedikelschrauben konventionell und 219 Schrauben navigiert implantiert. 450 Sekunden (7,30 Minuten) wurden zur navigierten Implantation einer Schraube benötigt, zur konventionellen hingegen nur 306 Sekunden (5,06 Minuten). Man erhielt erneut eine signifikant verbesserte Präzision der Pedikelschraubenlage durch ‚CAOS‘. Die Fehlagerate entsprach mit 13,4 % bei konventioneller und 4,6 % bei navigierter Anwendung in etwa denen der ersten Studie. 90 % der fehlgeleiteten navigierten Schrauben lagen auf der lateralen Seite des Pedikels, während 40 % der nicht navigierten Schraubenfehlagen den Pedikel medial perforierten und in zwei Fällen zu neurologischen Komplikationen führten.

In den erwähnten Literaturangaben betrug die zur navigierten Implantation einer Pedikelschraube benötigte Zeit zwischen 396 Sekunden (6,36 Minuten) und 570 Sekunden (9,50 Minuten). Die in unserer Studie ermittelte Zeit bewegt sich mit 474 Sekunden (7,54 Minuten) somit im Durchschnitt (Tab. 10).

Tab. 10

Autor	Zeitaufwand (Sekunden)	
	Konventionell	navigiert
Laine et al. 1997, Spine	-	600
Girardi et al. 1999, JBJS	-	396
Laine et al. 2000, Eur Spine	312	450
Schlenzka et al. 2000, Spine	312	570
Studie	364	474

Tabellarischer Vergleich des benötigten Zeitaufwandes bei Implantation einer Pedikelschraube navigiert versus konventionell in der Literatur

5.4 Literaturangaben Navigation

Nach der Etablierung der Computernavigation in der Wirbelsäulen Chirurgie war die Beurteilung, der in der Pedikelschraubenimplantation zu erreichenden Präzision, Ziel einiger wissenschaftlicher Studien.

Wie bereits unter 2.6 „Einführung computerassistierte Chirurgie (CAS)“ dargestellt, leisteten insbesondere zwei Autoren 1995 Pionierarbeit auf diesem Gebiet. Nolte et al.^{46,47,48} und Amiot et al.² stellten zunächst unabhängig voneinander In-vitro-Untersuchungen an menschlichen Körperspendern bzw. Schafswirbelsäulen vor. Die Autoren berichteten von Präzisionsraten von 91 % bzw. 83 %. Auf Basis dieser Ergebnisse veröffentlichten Nolte und Mitarbeiter⁴⁹ bereits im Folgejahr die erste erfolgreiche klinische Anwendung im Bereich der tiefen Lendenwirbelsäule bei drei Patienten. Alle 14 navigiert implantierten Pedikelschrauben lagen, laut postoperativ angefertigter Standard- Röntgenaufnahmen, innerhalb der Pedikel. Eine Schichtbilduntersuchung wurde nicht durchgeführt.

Glossop et al.¹⁸ stellten 1996 ebenfalls eine In-vitro-Studie zur ‚CAOS‘ gestützten Kirschner-Draht Applikation vor. Eintrittspunkt und Verlauf im Pedikel wurden bei vier Wirbelkörpern geplant, das Ergebnis durch einen erneuten CT-Scan festgehalten und bezüglich der Abweichungen von der präoperativen Planung verglichen.

Während der Eintrittspunkt des Kirschnerdrahtes durchschnittlich nur um 1,2 mm von der Planung abwich, konnte eine Veränderung zur geplanten Pedikelachse im Mittel um 6° festgestellt werden.

Im gleichen Jahr erschien eine Arbeit von Foley et al.¹³, in der neben einer initialen präklinischen Studie an sechs menschlichen Wirbelsäulenpräparaten samt umgebenden Weichteilmantel über erste klinische Erfahrungen berichtet wurde. Die Schraubenlage wurde im Fall der Modelle sowohl über ein Computertomogramm, als auch direkt visuell und taktil nach Schichtpräparation beurteilt. Eine Pedikelperforation wurde nicht gefunden.

Schwarzenbach et al.⁶⁵ (1997) implantierten 1994 und 1995 insgesamt 197 Schrauben mit einem ‚CAOS-System‘. Von 162 konnte postoperativ die Lage durch eine Computertomographie kontrolliert werden. Mit nur 2,3 % Schraubenfehlagen erhielten sie ein überzeugendes Ergebnis in einer ersten großen CT-kontrollierten Studie.

Kamimura und Mitarbeiter³⁰ berichteten 1999 ebenfalls zunächst von einer Testphase an 44 Wirbelkörpermodellen (zehn lumbalen menschlichen Wirbelsäulen) in die 88 Pedikelschrauben implantiert wurden, anschließend von ihren klinischen Erfahrungen mit der navigierten Implantation von 169 Pedikelschrauben (29 Patienten). Die postoperativen Standard-Röntgenaufnahmen zeigten ausschließlich korrekt intrapedikuläre Schraubenlagen. Eine Computertomographie wurde in keinem Fall durchgeführt. Hingegen war bei der klinischen Erprobung jede implantierte Schraube intraoperativ mittels Bildwandler kontrolliert worden.

Von Merloz et al.^{43,44} waren 1998 in der Literatur ebenfalls zwei Veröffentlichungen, die sich mit der vergleichenden Genauigkeit eines computernavigierten Operationssystem befassen, erschienen. Das Team aus Grenoble implantierte im Zeitraum von zwei Jahren einmal 128 und einmal 104 Schrauben, wovon in beiden Fällen exakt die Hälfte konventionell und mit ‚CAOS‘ eingebracht wurde. Im ersten Fall wurde von Fehllageraten von ‚CAOS‘/ konventionell von 9 %/ 44 % berichtet. In der zweiten Studie zeigten 8 % der navigierten und 42 % der konventionell eingebrachten Schrauben eine Verletzung des Pedikelkortex. Neurologische Defizite zeigten sich nicht. Im Zuge der zweiten Studie wurden in einer separaten Gruppe zwölf Skoliosepatienten einer dorsalen Spondylodese mit Pedikelschrauben unterzogen. Der mittlere ‚Cobb-Winkel‘ betrug 45° (20° - 90°). Es wurden ausschließlich computerassistent 28 Pedikelschrauben zwischen Th12 und L4 eingebracht. Es wurde eine Fehllagerate von 14 % beschrieben.

Liljenqvist et al.³⁹ untersuchten 1997 die Lage und Länge von 132 eingebrachten Pedikelschrauben anhand postoperativer Computertomographien bei Patienten mit idiopathischer Skoliose. 25 % der Schrauben verletzten danach den Pedikel- oder den ventralen Wirbelkörperkortex, 8,3 % verließen den Pedikel nach medial mit einer maximalen Abweichung von 3 mm, 14,2 % penetrierten nach lateral. In zwei Fällen wurde eine Penetration nach kaudal, in drei weiteren nach ventral durch die Wirbelkörpervorderkante entdeckt.

Die Fehllageraten in unserer Studie lagen für die konventionelle Applikation bei ebenfalls 25 % und damit exakt im Bereich der von Liljenqvist durchgeführten Untersuchung. Für die mittels ‚CAOS‘ eingebrachten Pedikelschrauben erhielten wir mit nur 6,25 % Fehllagen ein deutlich besseres Ergebnis, als das von Merloz et al.⁴⁴ 1998 veröffentlichte (14 %).

Übereinstimmend mit unseren Studienergebnissen, zeigen alle erwähnten Literaturangaben, bei Verwendung von Computerassistenz zur Pedikelschraubenimplantation, eine deutliche, teils signifikante Verbesserung der Applikationsgenauigkeit. Die Computernavigation führte aber nicht nur zu einer quantitativen Reduktion der Fehllage- und folglich der Komplikationsrate (Tab. 11). Wie neben unserer Studie in weiteren wiederholt beschrieben wurde, konnte auch die Qualität der Fehllagen positiv beeinflusst werden. So werden bei der konventionellen Instrumentation signifikant mehr potentiell bedrohliche Perforationen nach medio-kaudal beobachtet^{36,37,62}. Zudem kann die Navigation neben einer Qualitätsverbesserung, in einzelnen Fällen sogar zu einem zeitlichen Gewinn führen und damit das Operationsrisiko für den Patienten zusätzlich reduzieren.

Tab. 11

Autor	Fehlplatzierung (%)	
	konventionell	navigiert
Jerosch et al. 1992, Z.Orthop.	39,8 %	-
Castro et al. 1996, Spine	40 %	-
Haaker et al. 1997, EurSpineJ	8,5 %	-
Laine et al. 1997, Spine	14,3 %	4,3 %
Schwarzenbach et al. 1997, Spine	-	2,3 %
Merloz et al. 1998, COARR	42 %	8 %
Merloz et al. 1998, CompAidSurg	44 %	9 %
Laine et al. 2000, EurSpineJ	13,4 %	4,6 %
Studie	29,2 %	8,3 %
Skoliosen		
Liljenqvist et al. 1997, Spine	25 %	-
Merloz et al. 1998, COARR	-	14 %
Studie	25 %	6,25 %

Tabellarischer Vergleich der in der Literatur aufgeführten Fehllageraten konventionell versus navigiert zu unseren Studienergebnissen, Differenzierung bei Skolioseoperationen

5.5 Literaturangaben Lagekontrolle

Zur exakten Beurteilung der Pedikelschraubenlage führten wir postoperativ entweder eine Computertomographie oder eine Kernspintomographie durch. In der zur Verfügung stehenden Literatur hat sich die Röntgen-Nativaufnahme, als alleiniges postoperatives Mittel zur Analyse der Schraubenlage, nur als unzureichend herausgestellt. Farber et al.¹² führten zu diesem Thema eine 1995 veröffentlichte Studie durch, in der sie die Aussagekraft der konventionellen Röntgen-Übersichtsaufnahmen im Vergleich zur postoperativen Computertomographie, bezüglich detektierbarer Kortexverletzungen durch Pedikelschrauben bei lumbalen Fusionen, untersuchten. Es zeigte sich, dass mit Hilfe des Computertomogramms fünfmal mehr ventrale Schraubenperforationen und sogar zehnmal mehr Verletzungen des medialen Pedikelkortex entdeckt wurden.

Weinstein und Mitarbeiter⁷³ beschrieben bereits 1988 eine alarmierend hohe Anzahl falsch positiver und falsch negativer Ergebnisse mit Röntgen-Nativaufnahmen.

Unterstrichen wurden diese Ergebnisse durch die Arbeit von Sapkas et al.⁵⁹.

In ihrer prospektiven Studie wurden insgesamt 220 Pedikelschrauben bei 35 Patienten implantiert. Über eine laterale Röntgenkontrollaufnahme erschienen 95,9 % der Schrauben korrekt im Pedikel platziert. Nach Durchsicht der zusätzlich angefertigten CT-Aufnahmen verblieben 93,8 %. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Auswertungsverfahren ergaben sich in dieser Studie nicht.

Bohnsack et al.⁴ verglichen 2001 ebenfalls die Aussagekraft von konventionellem Röntgen mit der Computertomographie zur Beurteilung der postoperativen Lage von Pedikelschrauben. Von insgesamt 76 eingebrachten Schrauben wurden mittels konventionellem Röntgen 23,4 % Fehllagen erkannt, tatsächlich waren es jedoch 39,5 % (CT). Insbesondere ventrale Perforationen des Wirbelkörpers wurden bei konventionellen Röntgen leicht übersehen. So wurden zehn von 21 Perforationen nicht diagnostiziert.

Weitere Studien zur Möglichkeit der Beurteilung der postoperativen Schraubenlage wurden von Haaker^{20,21} 1996 und 1997, Yoo⁷⁷ 1997, Laine³⁷ 1997 und Güven¹⁹ 1994 veröffentlicht. Die Arbeiten unterstreichen die Bedeutung der postoperativen Computertomographie zur Beurteilung der Schraubenlage, sie stellen jedoch zum Teil auch eine Abhängigkeit der Aussagekraft zum verwendeten Schraubenmaterial dar. Titanschrauben ermöglichen nach Auffassung der Autoren (Yoo⁷⁷, Laine³⁷)

durch eine deutliche Reduzierung der Artefaktrate eine signifikant sichere Beurteilung ihrer Lage im CT.

Wenige Literaturangaben gibt es zur postoperativen Lagekontrolle mittels MRT, wie sie in unserer Studie zum größten Teil erfolgte.

Amiot et al.³ veröffentlichten 2000 eine Studie in der sie Pedikelschraubenlagen postoperativ mittels MRT nachuntersuchten. Zusätzlich wurde ein Vergleich zwischen 294 navigiert implantierten Schrauben und 544 konventionell applizierten gezogen. Man erhielt im Fall der ‚CAOS‘-Anwendung zu 95 % korrekt im Pedikel eingebrachte Schrauben, hingegen konnte konventionell nur eine Präzision von 85 % erreicht werden. Bezüglich der Nachuntersuchung mittels MRT beschrieben die Autoren statistisch höhere Detektionsraten von Kortikalisverletzungen als beim CT. Auf Grund des verbreiterten Materialsschattens der Titanpedikelschraube, gehen die Autoren davon aus, dass es bei der Auswertung derartiger MRT-Bilder zu einer gewissen Überschätzung hinsichtlich Kortexverletzungen kommt.

Eine etwas abweichende Untersuchung zur Evaluierung der korrekt intrapedikulären Schraubenlage stellten Kosay et al.³⁴ 2001 vor. Die Autoren postulierten das nach Pedikelpräparation aus dem Bohrloch austretende Fettmaterial als klinischen Indikator für eine korrekte Präparation. Austretende Fettpartikel, welche aus dem Wirbelkörper stammen, seien mit einer Sensitivität von 98 % und einer Spezifität von 73 % hinweisend auf eine fehlende Perforation des Pedikelkortex.

5.6 Reserveraum und Pedikelanatomie

Selbst bei medialer Perforation des Pedikels von bis zu 4 mm ist nur in ca. 2-4 % mit neurologischen Störungen zu rechnen. Zu erklären ist dies mit dem, den Pedikel nach medial vom Myelon trennenden Epiduralraum. Dieser ist größtenteils mit Fettgewebe gefüllt und dient in Anlehnung an Gertzbein und Robbins¹⁶ als eine Art Reserveraum, in welchem auch gröbere Schraubenaberrationen klinisch inapparent verlaufen können. Eine Arbeit von Jerosch et al.²⁸ aus dem Jahr 1992 stützt diese Theorie. So führten die Autoren bei 30 Patienten mit lumbaler pedikelschraubengestützter dorsaler Spondylodese eine postoperative Lagekontrolle mittels CT, als

auch klinische Nachuntersuchungen durch. Sie beschrieben 39,9 % aller implantierten Schrauben als fehlplatziert. Sechs von sieben Pedikelschrauben, die ≥ 6 mm medial des Pedikels platziert worden waren, führten zu eindeutig zuzuordnenden radikulären Symptomen. Somit waren bei 86 % der Schrauben, die eine derartige mediale Deviation zeigten, mit senso-motorischen Defiziten zu rechnen. Dem hingegen hatte keine der 26 Schrauben, die bis zu 4 mm weit in den Spinalkanal eingedrungen waren, zu neurologischen Komplikationen geführt. Es ist jedoch zu bedenken, dass auch eine Schraubenlage innerhalb des Reserveraums im Wirbelkanal Komplikationen nach sich ziehen kann. Eine unmittelbare Verletzung nervaler Strukturen ist in diesem Reserveraum zwar unwahrscheinlich, eine Verletzung epiduraler Blutgefäße mit konsekutiver Hämatombildung und sekundärer Verdrängung der Nervenstrukturen bleibt zu bedenken¹⁰.

Es muss in diesem Zusammenhang darauf hingewiesen werden, dass sich dieser Sachverhalt bei Skoliosen, und damit bei 75 % unserer Patientenklientel, anders darstellt. Das Myelon, beziehungsweise im Bereich der Lendenwirbelsäule der Duraschlauch, liegen im Scheitelpunkt der Seitverbiegung der medialen Pedikelwand in der Konkavität unmittelbar an, so dass in diesem Bereich auch kleinste mediale Schraubendeviation bereits zu neurologischen Symptomen führen können. Auf der Seite der Konvexität ist der Abstand der neurologischen Strukturen zur inneren Bogenwurzelwand entsprechend größer, ebenso der Reserveraum^{24,25}. Ein weiteres erschwerendes Moment bei der Pedikelinstrumentation von Skoliosen ist die sehr variable Pedikelanatomie. Insbesondere im Bereich der Konkavität sind die Pedikeldurchmesser häufig deutlich reduziert und können verstärkt Sklerosierungen aufweisen. Zusätzlich zu der konvex und konkav mitunter sehr unterschiedlichen Pedikelisthmusweite werden in der Literatur auch unterschiedliche transversale Pedikelwinkel diskutiert^{24,28}. In Verbindung mit dem sehr eng benachbarten Myelon/ Duraschlauch ist die Instrumentation mit Pedikelschrauben in diesem Bereich sehr schwierig, hochthorakal mitunter kritisch⁴⁰.

Kraniale oder kaudale Fehllagen von Pedikelschrauben werden in der Literatur nur relativ selten beschrieben. Erklärung findet dies in Arbeiten von Zindrick et al.⁷⁸ und Vaccaro et al.⁷⁰, in denen morphometrische Charakteristika thorakaler und lumbaler Pedikel analysiert wurden. Sie berichteten von einem mittleren Durchmesser von

8,7 mm bei L1 mit einer kontinuierlichen Steigerung auf 8,9 mm bei L2 und durchschnittlich 12,9 mm auf Höhe von L4. Die Streubreite pro Wirbelkörperebene scheint dabei erheblich (4,5-13 mm bei L1, 4,0-13 mm bei L2 und 9,1-17 mm bei L4). Auch das gänzliche Fehlen von kaudalen oder kranialen Perforationen in unserer Studie lässt sich durch die erwähnten Studien erklären. So zeigen die Bogenwurzeln im thorakalen und lumbalen Bereich mit Ausnahme von L5 eine längsovale Morphometrie, der kranio-kaudale Durchmesser ist also deutlich größer als der medio-laterale.

Im Falle der konventionell implantierten Pedikelschrauben, wurde in Anlehnung an die erwähnten statistischen Erhebungen zur Pedikelanatomie nach Weinstein et al.⁷⁴ vorgegangen. Roy-Camille⁵⁷ vertrat, abweichend von diesen Empfehlungen den Standpunkt, dass die Schrauben, ausgehend von einem weiter medial gelegenen Eintrittspunkt, in einer Richtung parallel zur Sagittalachse vorgebracht werden sollen. Auf diese Weise besteht jedoch die Gefahr eines lateralen Schraubenaustritts aus dem Pedikel. Zudem ist das Risiko eines lateralen Durchbruchs der Schraubenspitze aus dem Wirbelkörper erhöht.

5.7 Strahlenbelastung

Ein weiterer Punkt, dem bei der Diskussion über CT-basierte Navigationssysteme Rechnung getragen werden muss, ist die Röntgenstrahlenbelastung. Das in unserer Studie verwendete Computersystem beruht, wie bereits erwähnt, auf einem präoperativ erstellten Computertomogramm. In diesem Zusammenhang stellten Slomczykowski und Mitarbeiter⁶⁸ 1999 eine Studie vor, in der sie einen Vergleich der Strahlenbelastung durch Computertomographie und Durchleuchtung mittels Bildverstärker zogen. Zusätzlich wurden die Strahlendosen beim Sequentiellen CT, optimierten Spiral-CT und optimierten Sequentiellen CT miteinander verglichen. Für den Fall der präoperativen Computertomographie wurden zwei anatomische Modelle mit bis zu 280 Dosimetern an 70 bzw. 58 verschiedenen Stellen im Bereich zwischen L3 und L5 bestückt und CT-gescannt. Parallel dazu wurde, anhand von 20 unter Zuhilfenahme eines Bildverstärkers durchgeführten Operationen, die mittlere

repräsentative Expositionszeit pro Pedikelschraube ermittelt und die Ergebnisse auf die beiden Modelle übertragen. Im Mittel betrug die Expositionszeit pro Schraube 63 Sekunden. Übertragen auf den mit dem CT gescannten Bereich der Wirbelsäule (L3 - L5) ergab sich, entsprechend sechs Pedikelschrauben, eine Durchleuchtungszeit von 378 Sekunden, was einer Effektiven Dosis von 1,0 mSv entspricht. Die Anwendung eines Spiral-CTs für den entsprechenden Bereich der Wirbelsäule ergab hingegen eine effektive Dosis 3,0 mSv, für das Sequentielle CT sogar 4,1 mSv.

Wurde zur Erstellung des präoperativen Computertomogramms ein optimierter Sequenz-Computertomograph verwendet gelang es, die effektive Strahlendosis im Vergleich zum nicht-optimierten Sequenz-CT signifikant um 40 % zu senken. Sie lag mit 2,4 mSv aber immer noch 240 % höher als die Strahlenbelastung durch Durchleuchtung.

Das zur Navigation verwendete Computertomogramm wird in der Regel über einen Spiraltomographen gewonnen. Eine Spiral-CT erfordert nur kurze Scan-Zeiten, womit das Risiko für Bewegungsartefakte deutlich reduziert wird, außerdem ermöglicht es multiplanare Rekonstruktionen.

Trotz der deutlich erhöhten Organ- bzw. effektiven Strahlendosen kommen die Autoren zu dem Schluss, dass die computerassistierte-Chirurgie über ihre Vorteile gegenüber der konventionellen Anwendung die Durchführung eines präoperativen CTs rechtfertigt. Die Indikationsstellung sollte jedoch individuell und streng abgewogen werden.

Eine kritischere Beurteilung, der von einem präoperativen Computertomogramm ausgehenden Strahlenbelastung, ist in einer aktuelleren Studie von Schaeren et al.⁶⁰ aus dem Jahre 2002 zu finden. Die Autoren verglichen in ihrer Arbeit, ähnlich wie vor ihnen Slomczykowski et al.⁶⁸, die intraoperativ durch Anwendung eines mobilen Bildverstärkers auftretenden effektiven und Organdosen mit denen, durch ein Spiral-CT-Scan des entsprechenden Wirbelsäulenabschnittes verursachten Strahlendosen. Dabei war die errechnete effektive Dosis des CT-Scans mit 7,27 mSv – herangezogen aus einer großen ‚Monte Carlo‘ CT-Studie – 15-mal höher als die mittlere Dosis bei intraoperativer Durchleuchtung. Nach Ansicht der Autoren sollte deshalb und hinsichtlich der bei konventioneller Schraubenimplantationsart nur sehr selten auftretenden neurologischen Komplikationen, die Anwendung eines auf einem präoperativen CT beruhenden Navigationssystems nur auf sorgfältig ausgesuchte

Indikationen begrenzt bleiben. Die Entwicklung von Navigationssystemen, die auf anderen Datenquellen basierten, sollten dem gegenüber gefördert werden. Diese Studien beschäftigten sich ausschließlich mit der Strahlenbelastung für den Patienten, während die des Operators unerwähnt bleibt. Rampersaud et al.⁵² veröffentlichten im Oktober 2000 eine Arbeit, in der sie die durchschnittliche Strahlenexposition für den Wirbelsäulenchirurgen bei fluoroskopisch eingebrachten Pedikelschrauben untersuchten. Anhand einer In-vitro-Studie wurden sechs menschliche Wirbelsäulen bilateral auf einer Höhe von Th11 bis S1 mit Pedikelschrauben versehen. Diese wurden bildwandler-kontrolliert eingebracht und die dabei resultierenden Strahlendosen auf den Nacken, den Rumpf und die dominante Hand des Operators ermittelt. Es ergaben sich Strahlendosen von 8,3 mrem/ min für den Nacken, zwischen 2,2 und 53,3 mrem/ min für den Rumpf (je nach dem, ob sich die Strahlenquelle kontra- oder ipsilateral zum Operator befand) und durchschnittlich 58,2 mrem/ min für die dominante Operationshand. Die Wissenschaftler kamen zu dem Schluss, dass Wirbelsäulenchirurgen bei der Verwendung eines Bildverstärkers im Durchschnitt signifikant höheren Strahlendosen ausgesetzt sind als in den übrigen Bereichen der Traumatologie, sie waren zum Teil um das 10 -12-fache höher.

5.8 Derzeitige Entwicklungen

Die Computernavigation hat in den letzten zehn Jahren eine rasante Entwicklung erlebt und sich zu einer nunmehr mit großer Routine angewendeten Operationsmethode entwickelt. Ausgehend von der erfolgreichen Anwendung im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule, wurde in den letzten Jahren zunehmend an der Erweiterung auf andere Anwendungsbereiche gearbeitet. Cammisa et al.⁵ und Kamimura²⁹ beschrieben in ihren Veröffentlichungen den Einsatz CT-basierter Computerassistenz bei Operationen im Bereich der HWS, z. B. bei transartikulärer Fixation C1 - C2. Über die Computernavigation konnten, so die Autoren, signifikant höhere Genauigkeiten erreicht werden, als bei der konventionellen Applikation. Im Vergleich zur Anwendung an der LWS seien im Bereich der HWS bei Verwendung eines Bildwändlers zudem deutlich längere

Durchleuchtungszeiten und damit höhere Strahlenbelastungen erforderlich. Die Indikation zur CT-basierten Computernavigation könne in diesem Bereich somit großzügig gestellt werden.

Richter et al.⁵⁵ veröffentlichten im Jahr 2000 ebenfalls eine Untersuchung zu navigierten Verschraubungen im Bereich der HWS. Es sollte die Applikationssicherheit unter der Verwendung von ‚CAOS‘, zum einen bei transartikulären Verschraubungen zwischen C1 und C2 und zum anderen bei transpedikulären Verschraubungen zwischen C3 und C4 beurteilt werden. Unter In-vitro-Bedingungen wurden an 13 menschlichen Kadavern 52 Pedikelbohrungen (C3 und C4) vorgenommen und 26 Kirschner-Drähte transartikulär zwischen C1 und C2 eingebracht. 92 % der Pedikelbohrungen erfolgten, CT-kontrolliert, korrekt, jeweils zwei Bohrungen wiesen geringgradig mediale bzw. laterale Verletzungen des Kortex auf. 100 % der Kirschner-Drähte hingegen waren korrekt appliziert worden. Als Ursache der beiden lateralen Pedikelverletzungen postulierten die Autoren die Lockerung der ‚DRB‘.

Nach ihren positiven Erfahrungen mit der Reliabilität und der Genauigkeit ihres ebenfalls auf einem präoperativen CT basierenden Navigationssystems im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule beschrieben Laine^{36,37,38} und Schlenzka⁶¹ die Ausdehnung navigierter Verschraubungen auf den Iliosakralbereich⁶³.

Verschraubungen im Iliosakralgelenk seien auf Grund der komplexen Anatomie mit einem hohen Risiko von Nervenschädigungen vergesellschaftet. Zusätzlich sei die zur sicheren Schraubenapplikation wichtige adäquate intraoperative Bildgewinnung allein anhand der Durchleuchtung häufig nur schwierig zu gewährleisten. In den beschriebenen drei Fällen konnten mit der Computernavigation alle Schrauben korrekt platziert werden, neurologische Komplikationen traten nicht auf.

Zunehmend wurde auch ein minimalinvasives Vorgehen im Rahmen der Navigation angestrebt. Wiesner et al.⁷⁶ veröffentlichten 2000 eine Studie, in der die Präzision von perkutan implantierten Schrauben untersucht wurde. Bei 408 Schrauben zwischen L2 und S1 wurden, im nach Schraubenentfernung durchgeführten CT, von lediglich 27 Fehllagen (6,6 %) berichtet. In zwei Fällen seien auf Schraubenfehllagen zurückzuführende Nervenverletzungen aufgefallen.

Die Computernavigation kam nicht nur in anderen Regionen der Wirbelsäule, wie der HWS und zum Einbringen von Iliosakralschrauben zum Einsatz. Sie konnte Ihren

Beitrag auch im Bereich der Traumatologie und Osteosynthese, sowie im Bereich der Endoprothetik leisten.

Neben der Erweiterung des Anwendungsgebietes kam es auch zu rasanten technologischen Veränderungen.

Ziel der Bestrebungen war eine zunehmende Vereinfachung der Logistik, sowie die bestmögliche Verminderung der Strahlenbelastung für den Patienten, bei stetiger Verbesserung der Bildgebungsqualität.

Neben der Verwendung einer MRT zur Gewinnung des präoperativen Navigationsdatensatzes, anstelle einer CT, mit daraus resultierender Nichtbelastung mit ionisierender Strahlung, kamen zunehmend intraoperative Bildgebungen zur Anwendung. Hier sei insbesondere die Entwicklungen im Bereich der mobilen Röntgendiagnostik mittels eines Bildverstärkers/ C-Bogens, der auch 3D-Rekonstruktionen ermöglicht, erwähnt.

Des Weiteren wird von der Anwendung von Ultraschall-gestützten Pedikelschraubenimplantationen, die gänzlich ohne Strahlenbelastung auskommen, berichtet.

Noch weitere Möglichkeiten eröffnet die ‚Offene Computertomographie‘, die über die intraoperative, prä-CT Einbringung von sog. ‚fiducial‘ Markern und deren anschließenden CT-Scan eine Unabhängigkeit von anatomischen Landmarken und einen Verzicht auf das ‚Matching‘ ermöglicht.

Im Folgenden sollen die oben genannten Verfahren anhand einiger Veröffentlichungen weiter erläutert und diskutiert werden.

5.8.1 MRT basierende Systeme

Bereits 2001 veröffentlichten Hoad et al.²⁶ einen direkten Vergleich zweier Navigationssysteme. Anhand eines künstlichen Modells der menschlichen Lendenwirbelsäule kamen ein bekanntes CT- basiertes sowie ein MRT- basiertes Navigationssystem zum Einsatz. Die Navigation mittels MRT beruhte in diesem Fall auf einer Oberflächenregistrierung. Nach Angabe der Autoren sei diese reliabel und habe zudem den Vorteil, dass sie unabhängig vom fehlerträchtigen Wiederfinden zuvor festgelegter Landmarken beim ‚Pairpoint-Matching‘ sei. Es sollten die

Ergebnisse der Güte des ‚Matchings‘ basierend, zum einen auf der Computertomographie und zum anderen auf der Magnetresonanztomographie der zu operierenden Wirbelsäuleneinheit, untersucht werden. Zur Beurteilung der ‚Matchingqualität‘ wurde, wie in unserer Studie bei jedem einzelnen Wirbelkörper, eine Verifikation anhand von zwölf Oberflächenpunkten durchgeführt. Im Vergleich zu 100 % guten Verifikationsergebnissen bei Anwendung eines CTs, wurde unter Zuhilfenahme des MRTs eine Übereinstimmung von 90 % erreicht.

Die 10 % schlechteren Verifikationsergebnisse erklärten sich nach Ansicht der Autoren bei der Erstellung eines dreidimensionalen Bildes, welches die Oberflächenregistrierung erst ermöglicht: Die meisten Gewebe produzieren bei der Magnetresonanztomographie heterogene Signale und erschweren damit eine genaue Differenzierung der Knochen-Weichteilgrenze.

Zu Gunsten des MRTs wurden jedoch, die im Vergleich zum CT geringe Invasivität, das bisherige Fehlen bekannter Nebenwirkungen und ein besserer Weichteilkontrast angeführt.

Amiot et al.^{2,3} beschrieben in ihrer 1998 veröffentlichten Studie ebenfalls die Anwendung eines elektromagnetischen Navigationssystems, mit dem sie zwischen den Wirbelkörpern Th2 und S1 insgesamt 292 Pedikelschrauben implantierten. Zur Analyse der Schraubenlagen wurden postoperativ MRT Aufnahmen durchgeführt. Cortexunterbrechungen von mehr als 2 mm wurden lediglich in 5 % der implantierten Pedikelschrauben beobachtet.

Panigraphy et al.⁵¹ beschäftigten sich 2000 ebenfalls mit der Registrierung von Wirbelsäulenabschnitten, speziell mit denen der HWS. Es wurde die Möglichkeit einer differenzierten dreidimensionalen Darstellung basierend auf MRT und CT als Gegenüberstellung zu konventionellen Röntgenaufnahmen untersucht. Sie kommen jedoch lediglich zu der Feststellung, dass im Gegensatz zu konventionellen Aufnahmen, sowohl die Magnetresonanztomographie als auch die Computertomographie eine deutliche und zuverlässige Differenzierung zwischen Knochen- und Weichteilstrukturen im Bereich der HWS gewährleisten, ohne den individuellen Nutzen der beiden Registrierungsmethoden weiter zu unterscheiden. Die Autoren postulierten den Gebrauch von sog. ‚fiducial‘ Markern gegenüber anatomischen Landmarken, da sie eine deutlich exaktere Registrierung der knöchernen Oberfläche ermöglichten.

5.8.2 Bildverstärker-basierende Systeme

Ziel weiterer aktueller Veröffentlichungen war die Anwendung eines speziell konstruierten Bildverstärkers, mit dessen Hilfe, die zur Navigation erforderliche Bilddatenerhebung intraoperativ, ohne die Notwendigkeit einer präoperativen Bildgebung erfolgen kann. Anhand weniger Durchleuchtungsbilder kann der Computer ein dreidimensionales virtuelles Abbild des gescannten Wirbelsäulenabschnittes errechnen, auf welchem dann die eigentliche Navigation basiert. Die anschließende Echtzeit-Instrumentation kann dann ohne erneute Strahlenbelastung für den Patienten durchgeführt werden. Auf diese Weise kann die Strahlenexposition des Patienten, gerade im Vergleich zur CT-basierten Navigation, deutlich reduziert werden. Die intraoperative Gewinnung des zur Navigation benötigten Datenmaterials hat zudem einen weiteren Vorteil. Im Gegensatz zur CT-basierten Instrumentation, entspricht der virtuelle Datensatz unmittelbar dem Operationssitus. Die intraoperative Registrierung ist somit von Veränderungen wie sie beim Umlagern, zum Beispiel vom Computertomographen zum Operationstisch, auftreten unabhängig. Auf diese Weise können auch instabile Strukturen, wie zum Beispiel Wirbelkörperfrakturen durch ein gröberes ‚Matching‘ in der Regel sicher navigiert werden.

Mit der Untersuchung der Genauigkeit mittels durchleuchtungsbasierter Navigation eingebrachter Pedikelschrauben, insbesondere im Vergleich zu den bekannten CT-basierten Verfahren, beschäftigten sich die folgenden Studien:

Nolte et al.⁵⁰ berichteten in einer 2000 veröffentlichten Studie von ersten Laboruntersuchungen an Wirbelsäulenmodellen, später von In-vitro-Studien an menschlichen Wirbelsäulen und schließlich von ersten klinischen Anwendungen an drei bzw. fünf Patienten. Während in der Laborstudie insgesamt 40 Pedikelschrauben in vier Lendenwirbelsäulenmodelle (20 Schrauben offen und 20 Schrauben perkutan) ohne Verletzungen der Pedikelwand eingebracht werden konnten, konnte in der In-vitro-Studie, ebenfalls anhand von vier menschlichen Lendenwirbelsäulen, in nur 82,8 % eine ideale Lage der Schrauben erreicht werden. 14 % der insgesamt 30 Schrauben, deren Lage sowohl histologisch als auch radiologisch bestimmt wurde, berührten den Pedikelkortex, 3,2 % führten zu einer Verletzung desselben. In der ersten klinischen Anwendung wurden zunächst bei drei Patienten elf Schrauben implantiert, wobei es bei insgesamt zwei Schrauben zu

Abweichungen mit Pedikelverletzungen kam. Ursächlich waren in beiden Fällen ein zu weit medial gewählter Eintrittspunkt, bei einer dieser Schrauben zusätzlich eine nicht korrekt gewählte Achse innerhalb des Pedikels.

2002 untersuchten Fritsch et al.¹⁴ ebenfalls die Genauigkeit Bildverstärker-gestützter Navigation anhand von 30 Patienten. Es wurden insgesamt 160 Schrauben navigiert implantiert, 54 thorakal und 106 lumbal. Postoperativ wurde einer CT-Evaluation unter Erstellen axialer Schichten unternommen. Die Autoren berichteten von mit der Computertomographie vergleichbaren Ergebnissen und von einer deutlichen Verbesserung der Präzision gegenüber der konventionellen Applikationsmethode. Reichle et al.⁵⁴ führten 2002 einen direkten Vergleich zwischen konventioneller nicht navigierter und CT- und BV-basierter Navigation durch. Sie implantierten bei ihrer Kadaverstudie insgesamt 77 Schrauben. Von den besten Ergebnissen wurde bei CT-basierter Applikation berichtet. Diese sei insbesondere bei kritischen Pedikeldurchmessern, die die Autoren letztlich als den entscheidend limitierenden Faktor bei Kortikalisverletzungen ansahen, den anderen beiden Systemen überlegen. Signifikante Unterschiede zwischen den Applikationsverfahren zeigte die Studie allerdings nicht auf.

Von einem weiteren Instrumentationsverfahren, welches sich ebenfalls einer intraoperativen Bildgebung mittels Bildverstärker bedient, berichteten Schwend et al.⁶⁶ und Choi et al.⁷ in ihren beiden, unabhängig von einander, im Oktober 2000 veröffentlichten Studien. Es wurde ein Lasersystem entwickelt, mit dem anhand biplanarer Durchleuchtungsaufnahmen der ideale Eintrittspunkt sowie der Pedikelverlauf dargestellt und auf diese Weise sozusagen geschient instrumentiert werden konnte. Schwend et al.⁶⁶ implantierten insgesamt 184 Pedikelschrauben in neun menschlichen Wirbelsäulen zwischen Th5 und L5. Die Bewertung der Schraubenlagen erfolgte durch direkte Inspektion nach Schraubenentfernung. Fehllagen wurden in lediglich 4,3 % aller Schrauben angegeben, wobei keine dieser Schrauben den Pedikel um mehr als 1 mm verlassen hatte.

Choi et al.⁷ implantierten in ihrer vorklinischen Untersuchung insgesamt 208 Pedikelschrauben. Es kamen sechs menschliche Wirbelsäulen zum Einsatz, die jeweils von Th1 bis S1 instrumentiert wurden. Anders als Schwend, stellten Choi und seine Mitarbeiter innerhalb ihrer Studie zusätzlich einen Vergleich zur CT-basierten Navigation her. So wurden 102 Schrauben CT-basiert und 106 Schrauben BV-unterstützt appliziert und deren Lage nach Wiederentfernung mittels

Computertomographie und direkter Inspektion kontrolliert. Zusätzlich wurde die pro System und Level benötigte Zeitdauer dokumentiert. 82,1 % der mittels Bildverstärker computerassistent eingebrachten Pedikelschrauben konnten korrekt, ohne Kortexverletzung eingebracht werden, pro Level wurden 14,34 Minuten benötigt. Die auf Basis eines Computertomogramms assistiert eingebrachten Pedikelschrauben erreichten eine Genauigkeit von 87,3 %, die dafür pro Level aufgewendete Zeitdauer war mit nur 6,50 Minuten deutlich kürzer. Nach Ansicht der Autoren stellt der Bildwandler, insbesondere im Bereich größerer Pedikeldurchmesser zwischen Th9 und L5, somit eine sichere und aufgrund deutlich reduzierter Strahlenbelastung sinnvolle Alternative zum Computertomogramm dar.

5.8.3 Ultraschall-basierende Systeme

Eine weitere Möglichkeit zur visualisierten Schraubenimplantation kann der Ultraschall bieten. Tonetti et al.⁶⁹ berichteten 1998 von zwölf perkutanen Verschraubungen in Bereich der Iliosakralfugen an vier Beckenmodellen. Alle Schrauben konnten mit Hilfe der ultraschall-basierten Registrierung korrekt eingebracht werden.

5.8.4 Offener Computertomograph

Abschließend soll eine weitere Veröffentlichung aus dem Jahr 2000 Erwähnung finden. Haberland et al.²² operierten in Jena bei 35 Patienten insgesamt 161 Pedikel. Zur Bilddatenerhebung wurde erstmals ein offener intraoperativer Computertomograph verwendet. Die Datenerhebung erfolgte damit nicht präoperativ, sondern unmittelbar vor der Instrumentation intraoperativ mittels CT. Über den Ausschluss umlagerungsbedingter Veränderung konnte das ‚Matching‘, durch das Einbeziehen gleich mehrerer Wirbelkörper, deutlich vereinfacht und beschleunigt werden.

Um das ‚Matching‘, als entscheidenden Schritt bei der Navigation weiter zu verbessern, implantierte Haberland noch vor dem intraoperativen Computertomogramm auf den Rückseiten der Wirbel jeweils drei bis fünf kleine Titanschrauben. Die Schrauben konnten im Anschluss mittels CT als nicht anatomische Landmarken erfasst werden. Sie ermöglichten durch die deutliche Vereinfachung eines exakten Wiederfindens, im Gegensatz zu anatomischen präoperativ ausgewählten Landmarken, ein sicheres ‚Pairpoint-Matching‘ und führten damit zu einer deutlichen Verbesserung der ‚Matchingqualität‘.

Bei den 161 Pedikelschrauben sei es folglich nur in drei Fällen zu Verletzungen der Pedikelkortikalis gekommen. Dies entspricht 1,9 % aller implantierten Schrauben. Es kam ausschließlich zu lateralen Perforationen.

Die selbst bei Navigation noch recht hohen Schraubenfehlageraten führten die Autoren auf eine nicht ausreichende Qualität des ‚Matchings‘ zurück, welches in der Regel auf anatomischen Landmarken basierend als ‚Pairpoint-Matching‘ durchgeführt wurde. Veränderungen der gewählten anatomischen Landmarken durch die chirurgische Präparation der Wirbelsäule und insbesondere das ungenaue Wiederfinden derselben, bedingten eine Beeinträchtigung der ‚Matchingqualität‘ und führten darüber zu den beschriebenen Schraubenfehlagen.

5.8.5 Vertebroplastie/ Kyphoplastie

Ein weiterer zukünftiger Einsatzbereich zur Wirbelsäulennavigation ist die minimal-invasive Augmentation von osteoporotischen Frakturen des älteren Menschen mit Knochenzement. Eine Indikation stellen A1.3-Frakturen dar, welche mit erheblicher persistierender Schmerzsymptomatik einhergehen. Nach minimal-invasiver Präparation der Pedikel, kann über diesen Zugang Knochenzement in den frakturierten Wirbelkörper eingebracht und der Ist-Zustand im Sinn einer ‚Vertebroplastie‘ fixiert werden. Bei der ‚Kyphoplastie‘ kann durch den Einsatz eines Ballons vor Zementinstillation eine gewisse Reposition sowie über die kontrollierte Verdichtung der Spongiosa eine sicherere Positionierung der Zementplombe erzielt werden. Die entscheidenden Operationsschnitte stellen auch in diesem Fall die korrekte Präparation der Pedikel dar. Zementextravasate können zu erheblichen

neurologischen Symptomatiken führen und sind operativen Revisionen nur schwer zugänglich. Die Computernavigation wird auch in diesem Anwendungsbereich einen wertvollen Beitrag zur intraoperativen Qualitätssicherung leisten können.

Es stehen mit den dargestellten Navigationssystemen derzeit eine ganze Reihe von Verfahren zur Verfügung, die mit Hilfe einer Echtzeitvisualisierung die Implantation von Pedikelschrauben deutlich vereinfachen. Bei vernachlässigbarem zeitlichen Mehraufwand haben sie, über eine signifikante Steigerung der Applikationsqualität, zu einer bemerkenswerten Verbesserung des Operationsergebnisses beigetragen. Die Zielsetzung einer persistent stabilen Spondylodese bei Minimierung der Komplikationsrate, wird als deutlicher Benefit für den Patienten von allen aufgeführten Innovationen erreicht.

Die besten Ergebnisse werden derzeit noch CT-basiert erzielt. Die Anwendung dieses Navigationssystems ist für den Patienten jedoch mit einer vergleichbar hohen Strahlenbelastung vergesellschaftet. Für den Wirbelsäulenchirurgen bedeutet die präoperative Akquirierung des Bildmaterials hingegen eine deutliche Reduktion der beruflich inkorporierten Strahlendosis. Gerade bei komplexen Wirbelsäulenpathologien treten bei der konventionellen Applikation zum Teil signifikant höhere Fehllageraten und daraus resultierend, unter Umständen, erhebliche Komplikationen auf. In diesen Fällen ist der Computernavigation auf der Basis eines CTs nachweislich, trotz größerer Strahlendosis für den Patienten, Vorzug zu geben. Im Rahmen normaler anatomischer Verhältnisse bietet, einen erfahrenen Operateur vorausgesetzt, auch die konventionelle Applikationsmethode mittels Bildverstärker als Routineeingriff eine bewährte, sichere und vielfach bestätigte Alternative. Komplikationen sind erst bei gröberen Fehllagen zu erwarten. Die Methode ist zudem mit nur einem Bruchteil an Strahlenbelastung für den Patienten und einem erheblich geringeren finanziellen und logistischen Aufwand verbunden. Die Navigation, auf der Basis eines präoperativen CTs, ist somit nicht unreflektiert als Routinependant zur Bildwandlerapplikation bei der Regelversorgung mit Pedikelschrauben-Spondylodesen anzusehen. Sie sollte, in der von uns dargestellten Form, speziellen komplexen Indikationen vorbehalten bleiben. Die Bildwandler-gestützte Navigation bietet gegenüber der CT-basierten Navigation wichtige Vorteile. Neben der drastischen Strahlendosisreduktion für den Patienten,

verbindet die intraoperative Akquirierung des Bildmaterials ein höheres Maß an Flexibilität mit einer Reduktion des logistischen Aufwandes. Nach Durchlaufen einer gewissen Lernkurve werden gleichwertig überzeugende Operationsergebnisse wie mit der CT-basierten Navigation erzielt werden können. Es ist zu erwarten, dass die Bildwandler-gestützte Navigation, nicht nur zur Implantation von Pedikelschrauben, zunehmend an Bedeutung gewinnen wird.

Eine präoperative Planung, in der Regel auf der Basis eines Schnittbildverfahrens, bleibt jedoch auch bei intraoperativer Bildgebung, insbesondere bei Patienten mit komplexen Deformitäten der Wirbelsäule, obligat.

Vom Operateur wird ein hohes Maß an Fach- und Sachkenntnis der technischen Systeme gefordert. Die intraoperative Anwendung setzt zudem ein hohes Maß an kritischer Prüfung der angezeigten Werte voraus, sowie die Möglichkeit jederzeit auf ein konventionelles Verfahren umzusteigen. Die Anwendung sollte also auch weiterhin an den Facharztstatus und entsprechende Qualifikation gebunden sein.

6. Zusammenfassung

Das Ziel dieser prospektiv angelegten Studie war es einen Vergleich von Pedikelschraubenimplantation unter Verwendung eines Computernavigationsprogramms („SurgiGate“-System, Medivision, Stratec Medical, Schweiz), basierend auf einem präoperativen Computertomogramm, auf der einen und eines Bildverstärkers in konventioneller Art und Weise auf der anderen Seite anzustellen. Die beiden bereits in klinischer Anwendung befindlichen Systeme wurden hinsichtlich erreichbarer Implantationspräzision, sowie der pro Schraube benötigten Zeitdauer untersucht. Des Weiteren sollten unsere Ergebnisse mit denen anderer Studien in der Literatur verglichen und von unseren Erfahrungen mit der Computernavigation berichtet werden.

Zwischen November 2000 und November 2001 wurden 16 Patienten, bei denen die Indikation zur dorsalen Instrumentation mit Pedikelschrauben gestellt worden war, rekrutiert. Um einen intraindividuellen Vergleich zwischen beiden Implantationsarten zu gestatten, wurden bei jedem Patienten Pedikelschrauben sowohl computernavigiert, als auch konventionell mittels Bildverstärker eingebracht. Insgesamt wurden auf diese Weise 57 Schrauben navigiert und 35 Schrauben unter Durchleuchtung implantiert.

Die Zeitnahme erfolgte intraoperativ für beide Systeme nach einem standardisierten Protokoll.

Zur Evaluierung der Schraubenlagen wurden postoperativ neben konventionellen Röntgenaufnahmen, Computertomographien, beziehungsweise Magnetresonanztomographien der instrumentierten Wirbelsäulenabschnitte durchgeführt, geblindet ausgewertet und standardisiert protokolliert.

33 von 36 navigiert implantierten und zur Auswertung zur Verfügung stehenden Pedikelschrauben waren korrekt eingebracht worden (91,7 %), im Gegensatz zu 17 von insgesamt 24 konventionell implantierten Schrauben (70,8 %). Der Unterschied der Schraubenfehlageraten, navigiert zu konventionell, waren statistisch signifikant ($p < 0,05$ im χ^2 -Test).

Zur Implantation einer Pedikelschraube computernavigiert wurden im Mittel 7 Minuten und 54 Sekunden benötigt, für die Applikation mittels Bildverstärker im Mittel 6 Minuten und 4 Sekunden. Es ergaben sich deutliche Lernkurven bezüglich des benötigten Zeitbedarfs bei der Anwendung des Navigationssystems.

Die Verwendung der Computernavigation hat zu einer signifikanten Reduktion der Fehllageraten von Pedikelschrauben geführt. Sie stellt durch die Reduktion des operationsbedingten Komplikationspotenzials in den Händen eines erfahrenen Operateurs insbesondere bei komplexen Wirbelsäulendeformitäten eine wichtige Bereicherung in der operativen Therapie dar. Es ist zu erwarten, dass aktuelle Entwicklungen, insbesondere die Bildverstärker-basierende Navigation, über eine weitere Reduktion der benötigten Strahlenbelastung für den Patienten und ein größeres Maß an Flexibilität, zu einer zunehmenden Verbreitung der Computernavigation auch in anderen, zum Beispiel nicht-invasiven Bereichen der Wirbelsäulenchirurgie beitragen werden.

7. Anhang

7.1 Protokolle

7.1.1 Protokoll Schraubenlage

Protokoll der Pedikelschraubenlage

Name:
 Vorname:
 Geb.- Dat.:
 Op.- Dat.:
 U.- Dat.:

Fehllagen:

Lokalisation	Wirbelkörper	Pedikel		Fragment
Wk: ... re / li	ventral: ... mm lateral: ... mm	medial: ... mm lateral: ... mm	kranial: ... mm kaudal: ... mm	j / n
Wk: ... re / li	ventral: ... mm lateral: ... mm	medial: ... mm lateral: ... mm	kranial: ... mm kaudal: ... mm	j / n
Wk: ... re / li	ventral: ... mm lateral: ... mm	medial: ... mm lateral: ... mm	kranial: ... mm kaudal: ... mm	j / n
Wk: ... re / li	ventral: ... mm lateral: ... mm	medial: ... mm lateral: ... mm	kranial: ... mm kaudal: ... mm	j / n
Wk: ... re / li	ventral: ... mm lateral: ... mm	medial: ... mm lateral: ... mm	kranial: ... mm kaudal: ... mm	j / n
Wk: ... re / li	ventral: ... mm lateral: ... mm	medial: ... mm lateral: ... mm	kranial: ... mm kaudal: ... mm	j / n
Wk: ... re / li	ventral: ... mm lateral: ... mm	medial: ... mm lateral: ... mm	kranial: ... mm kaudal: ... mm	j / n
Wk: ... re / li	ventral: ... mm lateral: ... mm	medial: ... mm lateral: ... mm	kranial: ... mm kaudal: ... mm	j / n

7.1.2 Operationsprotokoll

Nr. Op:

Datum:

Name:

Geschlecht: w / m

Geb.dat.:

Adresse:

Diagnose:

Anzahl d. Schrauben:

Lokalisation d. Schrauben (Wirbelkörper):

Wirbel *nav.*:

Wirbel *konv.*:

Anzahl d. Landmarks/ Wirbel:

Gesamtop.zeit (min):

Präp.zeit (min):

Matchingdauer/ Wirbel (min):

nav. Instrumentationszeit/ Schraube;:

konv. Instrumentationszeit/ Schraube:

Surface-matching? (Wirbel):

Blutverlust:

7.2 Abkürzungen

Abb.	Abbildung
a.p.	anterio-posterior
A.	Arteria, Arterie
ALIF	anterior lumbar interbody fusion
BV	Bildverstärker, ach Bildwandler oder C-Bogen
BWS	Brustwirbelsäule
bzw.	beziehungsweise
C1	Halswirbel 1
C2	Halswirbel 2, usw.
CAOS	Computerassisted orthopedic surgery
CAS	Computerassisted surgery
CT	Computertomographie/ -tomogramm
d. h.	das heißt
DRB	Dynamische Referenz Basis
3D	dreidimensional
etc.	et cetera
ggf.	gegebenenfalls
HWS	Halswirbelsäule
j	ja
k.A.	keine Angaben
konv.	Konventionell (mittels Bildverstärker)
L1	Lendenwirbel 1
L2	Lendenwirbel 2, usw.
lat.	lateral
LED	light emitting diode
li.	links
Ligg.	Ligamente, plural von lig.
M.	Musculus, Muskel
Match.	Matching
mm	Millimeter
MOD	Magneto Optical Disc, Bildplatte
mrem	Milli-rem, Einheit der Organdosis

Fortsetzung Abkürzungen

MRT	Magnetresonanztomographie/ -tomogramm auch: Kernspintomographie/ -tomogramm
mSv	Milli-Sievert, Einheit der Äquivalenzdosis
n	nein
nav.	navigiert
Nr.	(Patienten-) Nummer
Pat.	Patient
PLIF	posterior lumbar interbody fusion
präp.	Präparation
re.	rechts
Repo.	Reposition
S.	Seite
S1	Sakralwirbel 1
1/S	pro Schraube
sec	Sekunde
s.o.	siehe oben
sog.	Sogenannt
t	Zeit
Tab.	Tabelle
Th1	Brustwirbel 1
Th2	Brustwirbel 2 usw.
thor.	thorakal
thorakoskop.	thorakoskopisch
usw.	und so weiter
u.U.	unter Umständen
V.	Vena, Vene
1/W	pro Wirbel
WK	Wirbelkörper
z. B.	zum Beispiel
Z. n.	Zustand nach

8. Literaturverzeichnis

1. Abumi K; Shono Y; Ito M; Taneichi H; Kotani Y; Kaneda K: Complications of Pedicle Screw Fixation in Reconstructive Surgery of the Cervical Spine. Spine 2000; 25(8): 962-969
2. Amiot LP; Labelle H; DeGuise JA; Sati M; Brodeur P; Rivard CH: Computer-Assisted Pedicle Screw Fixation. A Feasibility Study. Spine 1995; 20(10): 1208-1212
3. Amiot LP; Lang K; Putzier M; Zippel H; Labelle H: Comparative Results Between Conventional and Computer-Assisted Pedicle Screw Installation in the Thoracic, Lumbar, and Sacral Spine. Spine. 2000 Mar 1;25(5):606-614.
4. Bohnsack M; Ruhmann O; Gosse F: Radiologic and computerized tomography evaluation of pedicle screw placement in lumbar spondylodesis. Z Orthop Ihre Grenzgeb 2001 Jan;139(1):26-30
5. Cammisa FP Jr, Parvataneni HK, Girardi FP, Khan SN, Sanhu HS: Computerized frameless stereotactic image-guided spinal surgery. Bull Hosp Jt Dis 2000;59(1):17-26
6. Castro WHM, Halm H, Jerosch J, Malms J, Steinbeck J, Blasius S: Accuracy of Pedicle Screw Placement in Lumbar Vertebrae. Spine 1996; 31(11): 1320-1324
7. Choi WW, Green BA, Levi AD: Computer-assisted fluoroscopic targeting system for pedicle screw insertion. Neurosurgery 2000 Oct;47(4):872-8
8. Cobb JH: Outline of the Study of Scoliosis, in: Instructional course lectures. Am Acad Orthop Surg 1948:5-261
9. Cotta H; Puhl W.: Orthopädie, 5. Auflage. Stuttgart, Georg Thieme Verlag, (1993): 305-315
10. Dick W: Interne Fixation von Brust- und Lendenwirbelfrakturen. In: Burri C; Harder F; Jäger M (Hrsg): Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, Bd 28. Hans Huber, Bern Stuttgart Toronto 1984

11. Esses SI; Sachs BL; Dreyzin V: Complications Associated with the Technique of Pedicle Screw Fixation. A Selected Survey of ABS Members. *Spine* 1993; 18(15): 2231-2239
12. Farber GL; Place HM; Mazur RA; Jones DEC; Damiano TR: Accuracy of Pedicle Screw Placement in Lumbar Fusions by Plain Radiographs and Computed Tomography. *Spine* 1995; 20(13):1494-1499
13. Foley KT; Smith MM: ImageGuided Spine Surgery. *Neurosurgery Clinics of North America*; April 1996; Vol.7; No.2; pp.171-186
14. Fritsch E; Duchow J; Seil R; Grunwald I; Reith W: Accuracy of flourosopic navigation of pedicle screws. CT-based evaluation of bone screw placement. *Orthopäde* 2002 Apr;31(4):385-91
15. Gebhard F; Kinzl L; Arand M: Grenzen der CT-basierten Computernavigation in der Wirbelsäulenchirurgie. *Der Unfallchirurg* 2000, Vol.103, 696-701
16. Gertzbein SD; Robbins SE: Accuracy of Pedicle Screw Placement *In Vivo*. *Spine* 1990 15(1): 11-14
17. Girardi FP; Camissa Jr FP; Sandhu HS; Alvarez L: The placement of lumbar pedicle screws using computerized stereotactic guidance. *The Journal of Bone and Joint Surgery* Vol. 81-B, No. 5, September 1999
18. Glossop ND; Hu RH; Randle JA: Computer-Aided Pedicle Screw Placement Using Frameless Stereotaxis. *Spine* 1996; 21(17): 2026-2034
19. Güven O; Yalcin S; Karahan M; Sevinc TT: Postoperative Evaluation of Transpedicular Screws with Computed Tomography. *Orthopaedic Review* June 1994; 511-516
20. Haaker R; Kielich T; Steffen R; Krämer J: Verification of the position of pedicle screw in dorsal lumbar spine fusion. Abstract book, European Spine Society 6th Annal Meeting Nordwijk 1995
21. Haaker R; Eickhoff U; Schopphoff E; Steffen R; Jergas M; Krämer J: Verification of the position of pedicle screws in lumbar spine fusion. *Eur Spine J* (1997) 6:125-128

22. Haberland N ; Ebmeier K ; Grunewald JP ; Hliscs R ; Kalff RL: Incorporation of Intra-operative Computerized Tomography in a Newly Developed Spinal Navigation Technique. *Computer Aided Surgery* (2000) 5:18-27
23. Hadra B: Wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fracture and Pott's disease. *Am Orthop Assn Trans* 1891;4:206
24. Halm H; Liljenqvist U; Link T; Jerosch J; Winkelmann T: Computertomographische Lagekontrolle von Pedikelschrauben in der Skoliosechirurgie. *Z. Orthop.* 134 (1996): 492-497.
25. Halm H; Niemeyer T; Link T; Liljenqvist U: Segmental pedicle screw instrumentation in idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis. *Eur Spine J* 2000 Jun;9(3):191-7
26. Hoad CL; Martel AL; Kerslake R; Grevitt M: A 3D MRI sequence for computer assisted surgery of the lumbar spine. *Phys Med Biol* 2001 Aug;46(8):N213-20
27. Jäger M; Wirth CJ (Hrsg.): *Praxis der Orthopädie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart-New York, 1986
28. Jerosch J; Malms J; Castro WHM; Wagner R; Wiesner L: Lagekontrolle von Pedikelschrauben nach instrumentierter dorsaler Fusion der Lendenwirbelsäule. *Z. Orthop.* 130 (1992): 479-483
29. Kamimura M; Ebara S; Itoh H; Tateiwa Y; Kinoshita T; Takaoka K: Cervical Pedicle Screw Insertion: Assessment of Safety and Accuracy with Computer-Assisted Image Guidance. *Journal of Spinal Disorders*, Vol. 13, No. 3, pp. 218-224
30. Kamimura M: Accurate pedicle screw insertion under the control of computer-assisted image guiding system: laboratory test and clinical study. *J Orthop Sci* 1999;4:197-206
31. Kim KD; Patrick Johnson J; Bloch BS O; Masciopinto JE: Computer-assisted thoracic pedicle screw placement: an in vitro feasibility study. *Spine* 2001 Feb 15;26(4):360-4
32. King D: Internal Fixation for lumbosacral fusion. *J Bone Joint Surg* 30-A (1948) : 560-567

33. Kortmann HR: Die dorsale Spondylodese bei thorakolumbalen Wirbelfrakturen. Experimentelle und klinische Untersuchungen. Hefte zu 'Der Unfallchirurg' 246. Springer Verlag Berlin Heidelberg, 1995
34. Kosay C; Akcali O; Berk RH; Erbil G; Alici E: A new method for detecting pedicular wall perforation during pedicle screw insertion. Spine 2001 Jul 1;26(13):1477-81
35. Krämer J: Das Postdiskotomiesyndrom – PDS. Z Orthop 1987;125:622-625
36. Laine T; Schlenzka D; Mäkitalo K; Tallroth K; Nolte LP; Visarius H: Improved Accuracy of Pedicle Screw Insertion with Computer-Assisted Surgery. A Prospective Clinical Trial of 30 Patients. Spine 1997; 22(11): 1254-1258
37. Laine T; Mäkitalo K; Schlenzka D; Tallroth K; Poussa M; Alho A : Accuracy of pedicle screw insertion: a prospective CT study in 30 low back patients. Eur Spine J (1997) 6: 402-405
38. Laine T; Lund T; Ylikoski M; Lohikoski J; Schlenzka D: Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. Eur Spine J (2000) 9:235-240
39. Liljenqvist UR; Halm H; Link T: Pedicle Screw Instrumentation of the Thoracic Spine in Idiopathic Scoliosis. Spine 1997, Vol.22, No. 19, pp. 2239-2245
40. Liljenqvist UR; Link TM; Halm HF. Morphometric analysis of thoracic and lumbar vertebrae in idiopathic scoliosis. Spine 2000 May 15;25(10):1247-53
41. Ludwig SC; Kramer DL; Balderston RA; Vaccaro AR; Foley KF; Albert TJ: Placement of Pedicle Screws in Human Cadaveric Cervical Spine. Comparative Accuracy of Three Techniques. Spine 2000; 25(13):1655-1667
42. Magerl FP: Stabilisation of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. Clin Orthop (1984) 189:125
43. Merloz P; Tonetti J; Pittet L; Coulomb M; Lavallée; Troccaz J; Cinquin P; Sautot P: Computer-Assisted Spine Surgery: a clinical report. Comput Aided Surg 3(1998): 297-305

44. Merloz P, Tonetti J, Pittet L, Coulomb M, Lavallée S, Sautot P: Pedicle Screw Placement Using Image Guided Techniques. *Clinical Orthopaedics and Related Research* No. 354 pp. 39-48 (1998)
45. Nash C, Moe J: A study of vertebral rotation. *J Bone Joint Surg* 51A 1969:223
46. Nolte LP; Visarius H; Arm E; Langlotz F; Schwarzenbach O; Zamorano L: Computer-Aided Fixation of Spinal Implants. *Journal of Image Guided Surgery* 1995, Vol.1, No.2, pp. 88-93
47. Nolte LP; Zamorano L; Jiang Z; Wang Q; Langlotz F; Berlemann U: Image-Guided Insertion of Transpedicular Screw. A Laboratory Set-Up. *Spine* 1995; 20(4):497-500
48. Nolte LP; Zamorano L; Visarius H; Berlemann U; Langlotz F; Arm E; Schwarzenbach O: Clinical Evaluation of a System for Precision Enhancement in Spinal Surgery. *Clinical Biomechanics* 1995, Vol.10, No.6, pp. 293-303
49. Nolte LP; Zamorano L; Arm E; Visarius H; Jiang Z; Berlemann U; Schwarzenbach O: Image-Guided Computer-Assisted Spine Surgery: A Pilot Study on Pedicle Screw Fixation. *Stereotact Funct Neurosurg* 1996;66:108-117
50. Nolte LP; Slomczykowski M; Berlemann U; Strauss MJ; Hofstetter R; Schlenzka D; Laine T; Lund T: A new approach to computer-aided spine surgery: fluoroscopy-based Surgical navigation. *Eur Spine J* (2000) 9 (Suppl 1):S78-S88
51. Panigrahy A; Caruthers SD; Krejza J; Barnes PD; Faddoul SG; Sleeper LA; Melhem ER: Registration of three-dimensional MR and CT studies of the cervical spine. *AJNR American Journal of Neuroradiology* 2000 Feb;21(2):282-9
52. Rampersaud YR; Foley KT; Shen AC; Williams S; Solomito M: Radiation exposure to the spine surgeon during fluoroscopically assisted pedicle screw insertion. *Spine* 2000 Oct 15;25(20):2637-45
53. Reichel H; Zwipp H; Hein W: *Wirbelsäulenchirurgie- Standortbestimmung und Trends*. Steinkopff Verlag, Darmstadt, 2000

54. Reichle E; Sellenschloh K; Morlock M; Eggers C: Placement of pedicle screws using different navigation systems. A laboratory trial with 12 spinal preparations. Orthopäde 2002 Apr;31(4):368-71

55. Richter M; Amiot LP; Neller S; Kluger P; Puhl W: Computer-assisted surgery in posterior instrumentation of the cervical spine: an in-vitro feasibility study. Eur Spine J (2000) 9 (Suppl 1) :S65-S70

56. Roy-Camille R; Berteaux D: Technique et resultats des osteosyntheses du rachis lombaire par plaques posterieures visees per les perdicules vertebraux. Montpellier Chir.1976;22:307

57. Roy-Camille R; Saillant G; Mazel C: Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. Clin Orthop (1986) 203:7-17

58. Saillant G: Etude anatomique des perdicules vertebraux, applications chirurgales . Rev Chir Orthop Traumatol (1976) 62 :151-157

59. Sapkas GS; Papadakis SA; Stathakopoulos DP; Papagelopoulos PJ; Badekas AC; Kaiser JH: Evaluation of Pedicle Screw Position in Thoracic and Lumbar Spine Fixation Using Plain Radiographs and Comuted Tomography. A Prospective Study of 35 Patients. Spine 1999; 24(18):1926-1929

60. Schaeren S; Roth J; Dick W: Effective in vivo radiation dose with image reconstruction controlled pedicle instrumentation vs. CT-based navigation.

61. Schlenzka D: Klinische Erfahrungen bei der Anwendung eines Navigationssystem in der Wirbelsäulen Chirurgie. Trauma Berufskrankh 1999, Vol.1, pp. 116-119

62. Schlenzka D; Laine T; Lund T: Computer-assisted spine surgery. Eur Spine J 2000 Feb; 9 Suppl 1:S57-64

63. Schlenzka D ; Laine T ; LundT: [Computer-assisted spine surgery: principles, technique, results and perspectives] Orthopäde 2000 Jul;29(7):658-69

64. Schulze CJ; Munzinger E; Weber U: Clinical Relevance of Accuracy of Pedicle Screw Placement. A Computed Tomographic-Supported Analysis. *Spine* 1998; 23(20): 2215-2221
65. Schwarzenbach O; Berlemann U; Jost B; Visarius H; Arm E; Langlotz F; Nolte LP; Ozdoba C: Accuracy of Computer-Assisted Pedicle Screw Placement. An *In Vivo* Computed Tomography Analysis. *Spine* 1997; 22(4): 452-458
66. Schwend RM; Dewire PJ; Kowalski TM: Accuracy of fluoroscopically assisted laser targeting of the cadaveric thoracic and lumbar spine to place transpedicular screws. *Journal of Spinal Disorder* 2000 Oct;13(5):412-418
67. Simpson M; Ebraheim N; Jackson W et al: Internal fixation of the thoracic and lumbar spine using Roy-Camille plates. *Orthopedics* 1993;16:663-672
68. Slomczykowski M; Roberto M; Schneeberger P; Ozdoba C; Vock P: Radiation Dose for Pedicle Screw Insertion. Fluoroscopic Method *Versus* Computer-Assisted Surgery. *Spine* 1999;24(10):975-983
69. Tonetti J; Carrat L; Lavallee S; Pittet L; Merloz P; Chirossel JP: Percutaneous iliosacral screw placement using image guided techniques. *Clin. Orthop* 1998 Sep;(354):103-110
70. Vaccaro AR; Rizzolo SJ; Allerdycce JT; Ramsey M; Salvo J; Balderston RA; Cotler JM; Garfin SR; Dolinskas C: Placement of pediclescrews in the thoracic spine. Part 1: Morphometric analysis of the thoracic vertebrae. Part 2: An anatomical and radiographical assessment. *J. Bone Joint Surg* 1995;77A:1193-1206
71. Vanichkachorn JS; Vaccaro AR; Cohen MJ; Cotler JM: Potential large vessel injury during thoracolumbar pedicle screw removal. A case report. *Spine* 1997 Jan 1;22(1): 110-3
72. Wallny T; Klose J; Steffny G; Schulze Bertelsbeck D; Perlick L; Schumpe G: Dreidimensionaler Ultraschall und intraoperative Navigation: ein neuer Einsatz des Ultraschalltopometers bei Umstellungsosteotomie des proximalen Femurs. *Ultraschall in Med* 20;158-160

73. Weinstein JN; Spratt KF; Spengler D; Brick C: Spinal pedicle fixation: Reliability and Validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw Placement. Spine 1988; 13:1012-1018
74. Weinstein JN; Rydevik BL; Rauschnig W: anatomic and technical considerations of Pedicle screw fixation. Clin Orthop (1992) Rel Res 284:34-46
75. West JL; Ogilvie JW; Bradford DS: Complications of the Variable Screw Plate Pedicle Screw Fixation. Spine 1991; 16(5): 576-579
76. Wiesner L; Kothe R; Schulitz KP; Ruther W: Clinical evaluation and computed tomography scan analysis of screw tracts after percutaneous insertion of pedicle screws in lumbar spine. Spine 2000 Mar1;25(5):615-621
77. Yoo JU; Ghanayem A; Petersilge C; Lewin J: Accuracy of Using Computed Tomography to Identify Pedicle Screw Placement in Cadaveric Human Lumbar Spine. Spine 1997; 22 (22):2668-2671
78. Zindrick M; Wiltse L; Dornik A: Analysis of Morphometric Characteristics of the Thoracic and Lumbar Pedicles. Spine 1987;12:160-165

9. Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name: Lutz Bastian Urselmann
Geburtsdatum: 14. April 1976
Geburtsort: Neuss
Konfession: evangelisch
Familienstand: verheiratet, eine Tochter

Berufstätigkeit

Seit 11/2004 Assistenzarzt in der Abteilung für Chirurgie,
ev. Krankenhaus Ludwigsfelde-Teltow GmbH,
bei Herrn Dr. med. R. Kalisch

05/2003 – 09/2004 Arzt im Praktikum in der Klinik für Unfall-, Wiederherstellungs-
und Handchirurgie,
DRK Kliniken Westend Berlin,
bei Herrn Priv. Doz. Dr. med. H. H. Schauwecker

10/2001 – 09/2002 Praktisches Jahr:
I. Terial in der II. Medizinischen Klinik,
Lukaskrankenhaus Neuss,
bei Herrn Prof. Dr. med. Czygan

II. Terial im Department Wiederherstellungs- und
Unfallchirurgie,
UniversitätsSpital Zürich,
bei Herrn Prof. Dr. med. Meyer und Herrn Prof. Dr. med. Trentz

III. Terial in der Klinik für Hals-Nasen-Ohren Heilkunde,
Lukaskrankenhaus Neuss,
bei Herrn Prof. Dr. med. Schultz-Coulon

09/2001 Famulatur in der Abteilung für Hand- und Plastische Chirurgie,
St. Barbara Hospital Duisburg,
bei den Herren Dres. med. P. Preißler und J. Toennissen

09/2000 Famulatur in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie,
UniversitätsSpital Zürich,
bei Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. H. F. Sailer

03/2000 Famulatur in der chirurgischen Ambulanz,
Marienhospital Düsseldorf,
bei Herrn Prof. Dr. med. W. Stock

03/1999 Famulatur in der Abteilung für Plastische Chirurgie,
Florence-Nightingale Krankenhaus Düsseldorf
Bei Herrn Prof. Dr. med. R. Olbrisch

Studium

10/1996 – 11/2002 Medizinstudium
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

11/2002 III. Ärztliche Prüfung/ III. Staatsexamen

09/2001 II. Ärztliche Prüfung/ II. Staatsexamen

09/1999 I. Ärztliche Prüfung/ I. Staatsexamen

09/1998 Ärztliche Vorprüfung/ Physikum

Promotion

Thema: „Dorsalen Instrumentation an der Wirbelsäule mit
Pedikelschrauben – Computerassistierte orthopädische
Chirurgie (CAOS) versus konventionelle Platzierung mit
Bildwandler“

Orthopädische Klinik der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf,
bei Herrn Prof. Dr. med. R. Krauspe

derzeit eingereicht

Zivildienst

09/1995 – 09/1996 Rheinisches Rheumazentrum Meerbusch-Lank

Schulbildung

08/1986 – 06/1995 Städtisches Meerbusch Gymnasium
Abschluss: Abitur

08/1982 – 07/1986 Theodor-Fliedner-Grundschule Meerbusch-Lank

10. Abstract

Dorsale Instrumentation an der Wirbelsäule mit Pedikelschrauben - Computerassistierte Orthopädische Chirurgie (CAOS) versus konventionelle Platzierung mit Bildwandler

Das Ziel dieser prospektiv angelegten Studie war es einen Vergleich von Pedikelschraubenimplantation unter Verwendung eines Computernavigationsprogramms („SurgiGate“-System, Medivision, Stratec Medical, Schweiz), basierend auf einem präoperativen Computertomogramm, auf der einen und eines Bildverstärkers in konventioneller Art und Weise auf der anderen Seite anzustellen. Die beiden bereits in klinischer Anwendung befindlichen Systeme wurden hinsichtlich erreichbarer Implantationspräzision, sowie der pro Schraube benötigten Zeitdauer untersucht. Des Weiteren sollten unsere Ergebnisse mit denen anderer Studien in der Literatur verglichen und von unseren Erfahrungen mit der Computernavigation berichtet werden.

Zwischen November 2000 und November 2001 wurden 16 Patienten, bei denen die Indikation zur dorsalen Instrumentation mit Pedikelschrauben gestellt worden war, rekrutiert. Um einen intraindividuellen Vergleich zwischen beiden Implantationsarten zu gestatten, wurden bei jedem Patienten Pedikelschrauben sowohl computernavigiert, als auch konventionell mittels Bildverstärker eingebracht. Insgesamt wurden auf diese Weise 57 Schrauben navigiert und 35 Schrauben unter Durchleuchtung implantiert.

Die Zeitnahme erfolgte intraoperativ für beide Systeme nach einem standardisierten Protokoll.

Zur Evaluierung der Schraubenlagen wurden postoperativ neben konventionellen Röntgenaufnahmen, Computertomographien, beziehungsweise Magnetresonanztomographien der instrumentierten Wirbelsäulenabschnitte durchgeführt, geblindet ausgewertet und standardisiert protokolliert.

33 von 36 navigiert implantierten und zur Auswertung zur Verfügung stehenden Pedikelschrauben waren korrekt eingebracht worden (91,7 %), im Gegensatz zu 17 von insgesamt 24 konventionell implantierten Schrauben (70,8 %). Der Unterschied der Schraubenfehlageraten, navigiert zu konventionell, waren statistisch signifikant ($p < 0,05$ im χ^2 -Test).

Zur computernavigierten Implantation einer Pedikelschraube wurden im Mittel 7 Minuten und 54 Sekunden benötigt, für die Applikation mittels Bildverstärker im Mittel 6 Minuten und 4 Sekunden. Es ergaben sich deutliche Lernkurven bezüglich des benötigten Zeitbedarfs bei der Anwendung des Navigationssystems.

Die Verwendung der Computernavigation hat zu einer signifikanten Reduktion der Fehllageraten von Pedikelschrauben geführt. Sie stellt durch die Reduktion des operationsbedingten Komplikationspotenzials in den Händen eines erfahrenen Operateurs insbesondere bei komplexen Wirbelsäulendeformitäten eine wichtige Bereicherung in der operativen Therapie dar. Es ist zu erwarten, dass aktuelle Entwicklungen, insbesondere die Bildverstärker-basierende Navigation, über eine weitere Reduktion der benötigten Strahlenbelastung für den Patienten und ein größeres Maß an Flexibilität, zu einer zunehmenden Verbreitung der Computernavigation auch in anderen, zum Beispiel nicht-invasiven Bereichen der Wirbelsäulenchirurgie beitragen werden.