Komplikationen navigierter Eingriffe an der Wirbelsäule

Seit ihrer Einführung zur transpedikulären Schraubenimplantation befindet sich die Navigation in einem Spannungsfeld zwischen den Interessen der Patienten, der Industrie sowie den operativen Fächern. Sie hat einen erhöhten technischen Aufwand in die Operationssäle gebracht, der Anwender ist bei der Nutzung dieser Technik neuen, unchirurgischen Problemen gegenübergestellt, mit denen er verantwortungsbewusst und im Sinne der Patienten umgehen muss [3, 6].

Die Anwendung der Navigation im Operationssaal erfordert ein technisch präzises Handeln sowie die Kenntnis möglicher Probleme. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll insbesondere auf mögliche Komplikationen der 2D- und 3D-Navigation eingegangen werden, die generell zu beachten sind und sich nicht auf einzelne Hersteller verschiedener Systeme beschränken lassen.

Nicht modalitätsbasierte CT-Navigation

Sie wurde Mitte der 90er Jahre klinisch eingeführt [11] und setzt die Erstellung eines Datensatzes vom Zielgebiet im Computertomographen (der Röntgenabteilung) voraus. Dieser wird auf den Navigationsrechner aufgespielt und nach Datenabgleich (Matching) intraoperativ am Patienten genutzt.

Experimentelle und klinische Untersuchungen [8, 10, 13] sowie randomisierte klinische Studien [1, 9] belegten eine Präzisi-

onsverbesserung dieser Modalität bei der Implantation von Pedikelschrauben.

Datenerstellung. Es ist auf eine vollständige Erfassung des Zielgebiets der zu instrumentierenden Wirbelkörper zu achten. Falls die Dornfortsätze später für den Datenabgleich zwischen CT-Datensatz und Patient genutzt werden, müssen sie beim Erstellen des CT komplett abgebildet werden. Da der Dornfortsatz des kaudalen Zielwirbels im Bereich der BWS weiter nach kaudal reicht als dessen Wirbelkörper, kommt es leicht zum Abschneiden dieser Region auf dem CT-Datensatz mit der Konsequenz reduzierter Optionen für das Matching.

Das Protokoll, in welchem der CT-Datensatz erstellt wird (DICOM), ist ggf. an das verwendete Navigationssystem anzupassen, u. U. sind Limitationen der Anzahl der nutzbaren CT-Schichten zu beachten.

Erfolgt die Anfertigung des CT-Datensatzes nicht konform zu den Anforderungen des Operateurs (Zielgebiet) oder des Navigationssystems (Protokoll, Qualität), ist eine sinnvolle Anwendung im Operationssaal nicht möglich.

Datentransfer. Die Daten können per Hardware (CD, EOD, usw.) oder per Netzwerk auf den Navigationsrechner übertragen werden. Unabhängig von der Form der Übertragung muss die Vollständigkeit des transferierten Datensatzes überprüft werden. Er muss mit der Anzahl

erstellter CT-Schichten übereinstimmen. Insbesondere bei überlasteten Kliniknetzwerken kann es bei der Datenübertragung zum Verlust einzelner CT-Schichten kommen (■ **Abb. 1**), was eine detailgetreue Anwendung der Navigation am Patienten ausschließt.

Als Datenstock sollten lediglich die einzelnen Schichten der CT (eine Datei je Schicht) übertragen werden und keine anderen Dateien wie z. B. Quelldaten des CT oder Scouts, da bei der späteren Datennutzung Funktionen des Navigationssystems eingeschränkt sein können, wie z. B. die dreidimensionale Rekonstruktionsmöglichkeit.

Planung. Sie umfasst die Aufbereitung des Datensatzes zur Navigation (Segmentierung) und die Festlegung der Matchingpunkte sowie der gewünschten Implantatlage. Der Grad der Automatisierung und der Festlegung ist bei den auf dem Markt befindlichen Navigationssystemen unterschiedlich, eine Kontrolle der Funktionen hat durch den Anwender zu erfolgen.

Bei der Segmentierung des CT-Datensatzes im Navigationssystem nehmen die Festlegung des Zielgebiets sowie der Weichteil-Knochen-Grenze im Bereich der späteren Matchingregionen einen hohen Stellenwert ein. Beide Funktionen bilden die Voraussetzung für einen präzisen Datenabgleich zwischen CT und Patient. Eine fehlende Fokussierung auf die spinalen Strukturen beim ausgewählten Zielgebiet im Rahmen einer automatisierten An-

Abb. 1 ▲ Fehlen von 3 CT-Schichten im durch das Navigationssystem generierten 3D-Modell

Abb. 2 ▲ Partiiell fehlerhafte Segmentierung am Beispiel der Halswirbelsäule, exakte Abbildung der Knochen-Weichteil-Grenze (Linie) am Unterkiefer, ungenaue Erfassung derselben im Wirbelkörper sowie von dessen Rückfläche

Abb. 3 ▲ Verifikation der dorsalen Wirbeloberfläche mit einem Pointer durch Aufsetzen des Instruments nach dem Matching zur Überprüfung der virtuellen Zuordnung der Datensätze

Abb. 4 ▲ Einschränkung der thorakolumbalen Visualisierung durch Zwischfellüberlagerung in seitlicher Projektion

Abb. 5 ▲ Fehlerhafte Entzerrung des kranialen Bildabschnitts der a.-p. Projektion

Abb. 6 ▲ Sterile Abdeckung des ISO-C-3D

wendung erhöht einerseits die mitgeführte Datenmenge unnötig (Verlangsamung der Rechnervorgänge) und kann durch hohe Dichten von mit abgebildetem Knochen (Rippen) zu unrealistischen Grundlagen der Dichte- bzw. Grauwerte für die Weichteil-Knochen-Grenze führen. Bei der manuellen Festlegung der Dichteschwelle der Weichteil-Knochen-Grenze (Threshold) durch den Operateur ist sicherzustellen, dass die gewählte Einstellung der Realität entspricht – insbesondere in den Regionen, in denen später der Vorgang des Matchings vorgenommen wird. Wird dieser Schwellenwert nicht korrekt erfasst (■ Abb. 2), kommt es zu einer ausgeprägten Beeinträchtigung des Datensatzes und zwangsläufig – über die fehlende Grundlage für eine korrekte Re-

ferenzierung – auch zu einem Verlust an Präzision.

Die Grundlage des Matchings bildet die lokale Anatomie der Rückfläche des Zielwirbels und deren exakter intraoperativer Bezug auf den 3D-Datensatz aus dem CT. Die Verfahrensweisen der Navigationssysteme unterscheiden sich in der Verteilung des Schwerpunkts zwischen Punkt-zu-Punkt- und Oberflächenmatching. Punkt-zu-Punkt-Zuordnungen sind präoperativ am Navigationssystem im CT-Datensatz zu planen und in der intraoperativen Anwendung am Zielwirbel des Patienten präzise anzusteuern. Während sich im Bereich der LWS die Processus mammarii bilateral sowie der kraniale und kaudale Eckpunkt des Dornfortsatzes als Landmarken anbieten, sind an der BWS derart ein-

deutig zu reproduzierende Punkte zumindest im Bereich der Facetten nicht vorhanden. Der für den Operateur bequemere Mechanismus ist das Matching über die Oberflächenstruktur der Wirbelrückseite, da keine spezifischen Punkte anzusteuern sind. Diese Registrierung ohne Landmarken ist jedoch gegenüber Fehlern etwas anfälliger.

Abzuschließen ist die Planung mit der Einzeichnung der so genannten Trajektorien, d. h. der später geplanten Lage der transpedikulären Schrauben. Diese Festlegung stellt aus unserer Sicht kein Problem dar, da sich diese Lage sehr einfach in den angebotenen Navigationssystemen generieren lässt und ggf. auch Lageabweichungen einfach zu korrigieren sind.

Intraoperatives Matching. Der Abgleich der virtuellen Welt des CT-Datensatzes mit der realen Welt des Zielwirbels stellt einen erheblich mit Komplikationsmöglichkeiten behafteten Anteil der nicht modalitätsbasierten 3D-Navigation dar. Voraussetzung für eine präzise intraoperative Navigation ist die korrekte Zuordnung von Landmarken und/oder Oberflächenstrukturen im CT-Datensatz und Patient. Werden virtueller und realer Part der Daten nicht exakt und präzise referenziert, kommt es je nach Art des Fehlers zu einer virtuellen Translation oder Rotation des Zielwirbels in einem oder mehreren der jeweils 3 Freiheitsgrade gegenüber dem CT-Datensatz. Diese Diskrepanz basiert dann auf rechnerischer Grundlage und wird durch das Navigationssystem selbst nicht als Fehler erkannt.

Zunächst hat sich der Operateur zu vergewissern, dass er nach rigider Fixation der Referenzierungsbasis (DRB, „dynamic reference base“) den korrekten Zielwirbel bei seinem Matching erfasst, d. h. dass der im Situs registrierte Wirbel dem Zielwirbel im 3D-Datensatz entspricht. Durch strukturelle Ähnlichkeiten benachbarter Wirbel ist es denkbar, dass z. B. für den zu instrumentierenden Wirbel L1 durchaus L2 oder L3 auf den CT-Datensatz referenziert werden kann. Dieser Fehler ist in der Praxis nur damit zu vermeiden, dass intraoperativ eine Bildwandlerdurchleuchtung erfolgt.

Nach durchgeführter Registrierung führt die Überzahl der Navigationssysteme eine rechnerische Voreinschätzung der Präzision auf Basis eines Qualitätsindex aus. Kommt das Navigationssystem zur Auffassung, dass der erzielte Qualitätsindex nicht ausreicht, ist in der Regel keine Navigation möglich. Da dieser Index einer rechnerischen Übereinstimmung der Landmarken oder der Oberflächenstrukturen entspricht, muss er auch bei ausreichend „berechneter“ Präzision nicht zwangsläufig mit der Realität konform sein. Diese technischen Vorgaben der Navigationssysteme führen beim unerfahrenen Anwender bei der Akzeptanz eines Matchingvorgangs durch das System zu der Annahme, dass nun eine ausreichende Präzision zur Anwendung der Navigation vorliege. Dem ist nicht so: Eine entscheidende Voraussetzung ist die Verifi-

Trauma Berufskrankh 2005 · 7 [Suppl 2]: S311–S316
DOI 10.1007/s10039-004-0982-6
© Springer Medizin Verlag 2004

M. Arand · L. Kinzl · F. Gebhard

Komplikationen navigierter Eingriffe an der Wirbelsäule

Zusammenfassung

2D- und 3D-Navigation nehmen zwischenzeitlich einen hohen Stellenwert in der operativen Versorgung von Wirbelsäulenverletzungen ein. Bei 2D-Navigation wird ein modalitätsbasierter Datensatz aus dem Bildwandler genutzt. Für die 3D-Navigation steht ein nicht modalitätsbasierter Datensatz aus einem konventionellen CT zur Verfügung oder es kann eine dreidimensionale modalitätsbasierte Erfassung über einen entsprechend vorgerüsteten isozentrischen C-Arm erfolgen. Experimentelle und klinische Studien zeigten eine Erhöhung der Präzision aller Modalitäten der Navigation bei der transpedikulären Implantation von Schrauben. Trotz Navigation wurden jedoch auch nicht ausreichend präzise Implantatplatzierungen evaluiert.

Voraussetzung der korrekten Anwendung der Navigation ist die Kenntnis der möglichen Fehlerquellen der einzelnen Modalitäten. Diese erstrecken sich von der Datengewinnung über die Datenübertragung bis hin zur Anwendung am Patienten. Zur Erkennung und consequenten Ausschaltung von Komplikationen bedarf es entsprechender Ausbildung und Trainings der Anwender des Systems sowie eines erfahrenen Operateurs, der dem Einsatz dieser Technik mit fundierter Kritikfähigkeit begegnet.

Schlüsselwörter

2D-Navigation · 3D-Navigation · Transpedikuläre Schraubenimplantation · Implantatplatzierungen · Fehlerquellen der einzelnen Modalitäten

Pitfalls of 2D and 3D navigation in spine surgery

Abstract

Both 2D and 3D computer navigation systems have become important tools in the operative treatment of spinal injuries. 2D navigation utilizes a modality-based dataset from the C-arm, while 3D-navigation is based on a non-modality-based dataset from conventional computed tomography or on 3D modality-based ascertainment of data by an isocentric C-arm equipped with an appropriate computer. Experimental and clinical studies have shown increasing accuracy of transpedicular screw placement with all types of computer navigation than with traditional implantation, but unsatisfactory levels of precision are still recorded even when computer navigation is used. Before computer navigation systems can be used with sufficient precision it is necessary to know the potential sources of error for each of the various modalities. These ex-

tend from the data acquisition through data transfer and preparation of the dataset for use in computer navigation to intraoperative use of each navigation system. Those who are starting to use such systems must undergo a specialized course of instruction followed by supervised training, and any surgeon who applies them must be sufficiently experienced and well informed to be able to view them with a well-founded criticism; only then are identification and consequent avoidance of complications of computer navigation possible.

Keywords

2D Navigation systems · 3D Navigation systems · Transpedicular screw implantation · Placement of implants · Sources of error in individual navigation modalities

zierung des Datensatzes nach dem Matching. Dazu setzt der Operateur an verschiedenen Positionen des Zielwirbels in möglichst weit voneinander entfernten Bereichen knöchern ein Instrument auf und überprüft am Navigationssystem, ob dieses Instrument an der entsprechenden Stelle positioniert ist (■ Abb. 3) und dort tatsächlich auf dem Knochen aufsitzt. Erst wenn die Verifizierung korrekt ist, kann die Navigation sicher angewendet werden.

Intraoperativen Navigation. Bei der Besetzung der Pedikel mit Schraubenimplantaten ist es erforderlich, dass eine permanente optische Verbindung zwischen der Kamera und den Instrumenten sowie der DRB gewährleistet ist. Die DRB sollte am jeweiligen Zielwirbeldornfortsatz fixiert sein. Instrumentierungen an benachbarten Wirbeln, ohne dass dort eine DRB inklusive Matching montiert wurde, kann zu Präzisionsverlusten führen. Auch eine intraoperative Migration der DRB durch Manipulationen, z. B. beim Eröffnen des Pedikels, führt unweigerlich zur Reduktion der Präzision. Weiterhin muss auf die Verwendung starrer Instrumente geachtet werden, da bei dünnen Bohrern u. U. Verbiegungen auftreten können, welche bei einer navigierten Bohrmaschine nicht an das Navigationssystem optisch weitergegeben werden können.

Modalitätsbasierte C-Arm-Navigation

Die C-Arm-Navigation wurde Ende der 90er Jahre in den Operationssälen etabliert [12]. Die ubiquitäre Präsenz sowie die einfache Handhabung des C-Arms führten zu einer raschen Anwendung dieser Technik. Für den lumbalen Bereich wurden Präzisionsvorteile [4] gegenüber der konventionellen Technik festgestellt. Randomisierte Studien liegen in der Literatur bisher dazu nicht vor.

Die modalitätsbasierte C-Arm-Navigation stützt sich auf 2D-C-Arm-Bilder, welche direkt am Patienten in seiner Position auf dem Operationstisch gewonnen werden. Voraussetzung für die Anwendung im Operationssaal sind technisch eine funktionierende Verbindung zwischen Navigationssystem und C-Arm so-

wie eine Neutralisierung der statisch bedingten Verformung des C-Arms im Rahmen des Durchschwenkens, was von verschiedenen Anbietern von Navigationssystemen auf unterschiedliche Weise gelöst wurde.

Datengewinnung. Relevante Fehlerquellen liegen aufgrund der ohnehin nicht von der Standardtechnik abweichenden Bildakquisition nicht vor. Während der Auslösung des Bildwandler zur Gewinnung eines Datensatzes zur Navigation ist eine entsprechende optische Verbindung zwischen der Kamera des Navigationssystems und den beteiligten Instrumenten/Bildwandler erforderlich. Fehlt sie, kann der Datensatz nicht zur Navigation genutzt werden.

Der Algorithmus der essenziellen Entzerrung des Bilddatensatzes setzt überwiegend die unveränderte und an das jeweilige Navigationssystem adaptierte Übernahme der Bildinformation voraus. Dies bedeutet, dass z. B. der Empfänger des Bildwandler in seiner Grundeinstellung (0°-Position) belassen werden muss und der Operateur eingangs – etwa bei der Segmentlokalisation vor dem Abdecken des Operationssitus – das Bild nicht drehen darf.

Die Navigationssysteme ermöglichen eine separate Bearbeitung der überspielten Bilder mit der Möglichkeit der Drehung, Vergrößerung oder Verkleinerung und Verschiebung.

Bildqualität. Sie basiert bei C-Arm-Navigation auf den akquirierten Datensätzen und entspricht deshalb auch deren Güte, eine rechnerische Verbesserung ist nicht zu erreichen. Da keine axialen Schnittbilder zur Instrumentierung vorliegen, sind die ins Navigationssystem transferierten Projektionen exakt anzufertigen. Zu empfehlen ist für den Zielwirbel die Anfertigung einer streng a.-p. und seitlichen Projektion sowie einer gekippten transpedikulären Projektion von beiden Seiten.

Thorakal ist für den Bereich Th1–Th4 oft keine adäquate seitliche Darstellung des Zielgebiets zu erreichen, in der mittleren thorakalen Region von Th4–Th7/8 ist aus unserer Sicht eine zur Navigation ausreichend detaillierte Darstellung der für die Instrumentierung relevanten Struktura-

ren ebenfalls oft nicht gewährleistet. Thorakolumbal wirken Zwerchfellüberlagerungen durch starke Belichtungsunterschiede häufig qualitätseinschränkend (■ Abb. 4). Im lumbalen Bereich zeigen die Datensätze eine gute Qualität für die Anwendung der Navigation.

Entzerrungsalgorithmen. Sind diese beim zweidimensionalen Bilddatensatz nicht korrekt, können u. U. teils groteske Verzerrungen die Folge sein, die eine sichere Navigation in dem betroffenen Bereich nicht erlauben (■ Abb. 5).

Planung. Sie ist bei der modalitätsbasierten C-Arm-Navigation nicht erforderlich.

Intraoperativen Navigation. Eine rigide Fixation der DRB am Dornfortsatz des Zielwirbels ist Voraussetzung, um keine virtuelle Abweichung des Zielgebiets vom Datensatz hinnehmen zu müssen. Beim navigierten Aufsuchen und Eröffnen des Pedikels muss der Operateur die benutzte Bildwandlerprojektion beachten: Wird die streng a.-p. Ebene verwendet, liegt der Eintrittspunkt, wenn er in der Tränenform des Pedikels gewählt wird, in der Regel zu weit medial.

Wird die Pedikelprojektion genutzt, muss im Zentrum eingegangen werden.

Modalitätsbasierte ISO-C-3D-Navigation

2002 wurde der erste intraoperativ einsetzbare C-Arm (Siremobil ISO-C-3D, Siemens) vorgestellt, der dreidimensional Datensätze zu erfassen vermag. Bisher setzen ihn 2 Anbieter von Navigationssystemen zur Herstellung entsprechender Datensätzen ein. Erste Veröffentlichungen zeigten klinisch ansprechende Resultate bei der Pedikelschraubenplatzierung [7].

Datengewinnung. Sie setzt eine 190°-orbitale Bewegung des Bildwandler über dem Situs voraus. Da in der bisherigen Anwendung des C-Arms im Operationsgebiet lediglich 90° bis 100°-Ausschläge erforderlich waren, führt diese umfangreiche Bewegung zu Problemen hinsichtlich der Sterilität. Es stehen sterile Abdeckungsrichtungen zur Verfügung (■ Abb. 6), die beim Durchschwenken jedoch vom Perso-

Abb.7 ◀ Starke qualitative Einschränkung des ISO-C-3D-Datensatzes bei ausgeprägter Adipositas

Abb.8 ◀ Reduktion der Detailtreue des Datensatzes durch Metallüberlagerung

nal geführt werden müssen, um nicht einzuklemmen.

Aufgrund der zentralen Lage der Wirbelsäule in der Mitte des Körpers und somit auch in der Mitte des Karbontisches sind in der Regel die seitlich und die a.-p. zentrierte Führung auf das Zielgebiet kein Problem. Das eingeschränkte Scanvolumen (Würfel mit der Kantenlänge von 12,5 cm) führt zur Abbildung von maximal 4 Brustwirbeln und 3 Lendenwirbeln auf einem Scan. Um größere Abschnitte zu navigieren, sind ggf. 2 Scans separat vorzunehmen, an erweiterten technischen Lösungen diesbezüglich wird bei den Herstellern gearbeitet.

Datenübertragung. Sie funktioniert in der Regel weitgehend problemlos, verbesserungswürdig sind die teilweise industriell angebotenen Kabelverbindungen, die sich für die Nutzung in einem chirurgischen Operationssaal nur partiell eignen.

Bildqualität des Datensatzes. Sie ist insgesamt bei stark adipösen Patienten teilweise nicht zur Navigation ausreichend (■ Abb. 7), eine akkurate Anpassung der automatisierten Datenerstellung ist nicht möglich. Im System selbst kann eine Adaptation der Bildqualität (Kontrast, Helligkeit) erfolgen, jedoch kann diese den Datensatz selbst nicht verbessern, sondern lediglich bearbeiten.

Der ISO-C-3D-Datensatz ist weiterhin extrem anfällig gegenüber metallischen Überlagerungsartefakten (■ Abb. 8), die durch Lagerung des Patienten auf einem Karbontisch zu verhindern sind. Auch alle Metallüberlagerungen außerhalb des Operationstisches sind zu vermeiden. Die DRB muss so platziert werden, dass sie weitgehend außerhalb des Scanfelds zum Liegen kommt. Wir bringen sie am Dornfortsatz des kaudal zu instrumentierenden Wirbels an und kippen sie nach kaudal aus dem Scanbereich heraus. Dies kann insbesondere bei mehrsegmentalen Überbrückungen Präzisionsverluste bei der kranialen Schraubenplatzierung (Aufdrücken eines Instruments bei der Pedikelinstrumentierung) mit sich bringen, ggf. kann optional die Möglichkeit eines zusätzlichen Matchings, allerdings nach erforderlicher Planung, genutzt werden. Im Zweifelsfall muss bei der Instrumen-

tierung zusätzlich mit einem Bildwandler durchleuchtet werden.

Planung. Sie ist bei der modalitätsbasierten dreidimensionalen Navigation fakultativ, es können ein zusätzliches Matching geplant und Trajektorien eingezeichnet werden. Da jedoch bereits die Datengewinnung am Operationstisch in steriler Weise erfolgt, wäre teilweise ein unsteriles Planen intraoperativ mit einem entsprechenden Zeitverlust verbunden, weshalb wir keine separate Planung des Eingriffs durchführen.

Intraoperative Navigation. Hierbei ist wiederum auf eine rigide Fixierung der DRB zu achten, wesentliche Komplikationen sind aus diesem Ablauf nicht zu erwarten.

Diskussion

Die komplikationsfreie Anwendung der Navigation unabhängig von der genutzten Modalität erfordert einen bewussten und kritischen Umgang mit der verwendeten Technik [5]. Die Gefahr liegt in der „virtuellen Sicherheit“, in der sich der Anwender bereits nach kurzer Zeit wähnt und in der er u. U. essenzielle Kontrollmechanismen vernachlässigt. Dieses Phänomen ließ sich an unseren eigenen Daten nach Einführung der nicht modalitätsbasierten CT-Navigation durch eine nachgewiesene Lernkurve erkennen [2].

Grundsätzlich ist festzustellen, dass sich die Anzahl der aktiv durch den Navigator abzuleistenden Einzelschritte proportional zum Auftreten von Komplikationen bei der Navigation verhält.

Fazit

Der komplikationsfreie Einsatz der Navigation bei der thorakalen und lumbalen transpedikulären Instrumentierung setzt eine hohe operative Erfahrung beim Anwender voraus und ersetzt sie keinesfalls. Ein technisches Verständnis mit Prozeduren, die sich an den Erfordernissen des genutzten Navigationssystems ausrichten, sowie Kritikfähigkeit, um Fehlanweisungen des Computers zu erkennen, sind notwendig. Zu fordern sind von Seiten der Industrie eine gezielte Aus- und Weiterbildung ihrer Anwender sowie eine nutzerfreundliche Oberfläche des Navigationssystems.

Korrespondierender Autor

PD Dr. M. Arand

Abteilung für Unfallchirurgie, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Universität Ulm, Steinhövelstraße 9, 89075 Ulm
E-Mail: markus.arand@medizin.uni-ulm.de

Interessenkonflikt: Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen.

Literatur

1. Amiot LP, Lang K, Putzier M et al. (2000) Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine. *Spine* 25: 606–614
2. Arand M, Hartwig E, Hebold D et al. (2001) Präzisionsanalyse navigationsgestützt implantierter thorakaler und lumbaler Pedikelschrauben. Eine prospektive klinische Studie. *Unfallchirurg* 104: 1076–1081
3. Arand M, Kinzl L, Gebhard F (2002) Fehlerquellen und Gefahren der CT-basierten Navigation. *Orthopäde* 31: 378–384
4. Fritsch E, Duchow J, Seil R et al. (2002) Genauigkeit der fluoroskopischen Navigation von Pedikelschrauben. *Orthopäde* 31: 385–391
5. Gebhard F, Kinzl L, Arand M (2000) Computerassistierte Chirurgie. *Unfallchirurg* 103: 612–617
6. Gebhard F, Kinzl L, Arand M (2000) Grenzen der CT-basierten Computernavigation in der Wirbelsäulenchirurgie. *Unfallchirurg* 103: 696–701
7. Grütznier PA, Beutler T, Wendt K et al. (2004) Navigation an der Brust- und Lendenwirbelsäule mit dem 3D-Bildwandler. *Chirurg* 75: 967–975
8. Kamimura M, Ebara S, Itoh H et al. (1999) Accurate pedicle screw insertion under the control of a computer-assisted image guiding system: laboratory test and clinical study. *J Orthop Sci* 4: 197–206
9. Laine T, Makitalo K, Schlenzka D et al. (1997) Accuracy of pedicle screw insertion: a prospective CT study in 30 low back patients. *Eur Spine J* 6: 402–405
10. Laine T, Schlenzka D, Makitalo K et al. (1997) Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer-assisted surgery. A prospective clinical trial of 30 patients. *Spine* 22: 1254–1258
11. Nolte LP, Zamorano L, Visarius H et al. (1995) Clinical evaluation of a system for precision enhancement in spine surgery. *Clin Biomech* 10: 293–303
12. Nolte LP, Slomczykowski MA, Berlemann U et al. (2000) A new approach to computer-aided spine surgery: fluoroscopy-based surgical navigation. *Eur Spine J* [Suppl 1] 9: S78–88
13. Visarius H, Gong J, Scheer C et al. (1997) Man-machine interfaces in computer assisted surgery. *Comput Aided Surg* 2: 102–107