## Aus der Klinik für Unfallchirurgie der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

# DISSERTATION

# Bildwandlergestützte Navigation von Cages an der Wirbelsäule

zur Erlangung des akademischen Grades Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Alexander Rüther

aus Bonn

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. U. Stöckle

2. Prof. Dr. med. F. Gebhard

3. Priv.-Doz. Dr. med. K.-D. Schaser

Datum der Promotion: 16.5.2010

1			Einleitung	3
	1.1		Klassifikation	4
		1.1.1	Einteilung der Wirbelsäulenfrakturen	4
	1.2		Indikation zur operativen Versorgung	8
	1.3		Therapie der Wirbelsäulenfrakturen	8
		1.3.1	Konservative Versorgung	8
		1.3.2	Operative Versorgung	9
	1.4		Navigation in der Traumatologie	13
		1.4.1	Typen der Navigation	13
	1.5		Navigation neuer Instrumente	16
	1.6		Problem und Aufgabenstellung	18
2			Material und Methoden	19
	2.1		Material	21
		2.1.1	Das Wirbelsäulenmodell	21
		2.1.2	Das Navigationssystem	22
		2.1.3	Verwendete Software und Version des Navigationssystems	24
		2.1.4	Der Bildwandler	24
		2.1.5	Der Cage	25
		2.1.6	Cagehalter	26
		2.1.7	Der Justierrahmen	27
	2.2		Methoden	29
		2.2.1	Hauptversuchsreihe	29
		2.2.2	Weiterführende Versuche	34
3			Ergebnisse	35
	3.1		Begriffserklärung	35
	3.2		Gesamtpräzision	35
	3.3		Navigationspräzision	37
	3.4		Zusammenfassung der Ergebnisse	40
		3.4.1	Zusammenfassung Gesamtpräzision	40
		3.4.2	Zusammenfassung Navigationspräzision	41
4			Diskussion	42
5			Ausblick	50
6			Zusammenfassung	52
7			Abkürzungsverzeichnis	54

8	Literaturverzeichnis	55
9	Eidesstattliche Erklärung	60
10	Lebenslauf	61
11	Danksagung	63

## 1 Einleitung

In Deutschland geschehen jährlich ca. 5000 bis 6000 Wirbelsäulenverletzungen. Damit stellen sie 0,5 bis 1% aller Frakturen; jede fünfte verursacht irreversible neurologische Defizite bis hin zur Querschnittslähmung, wodurch sie eine besondere klinische Relevanz erlangen. Im besonderen Maße sind hierbei die Regionen betroffen, die einen Übergang, von locker zu fest in die Körperregionen eingebundenen Abschnitten darstellen. Solch einen Abschnitt stellt in erster Linie der Übergang von Brust- zu Lendenwirbelsäule dar. In einer Studie von Magerl und Aebi bei 1445 Wirbelsäulenverletzungen<sup>1</sup> betrafen 45% der Frakturen allein die WK TH12 und L1.

Im muskuloskeletalen Zentrum der Charite Campus Virchow werden instabile Wirbelkörperbrüche üblicherweise zuerst durch von dorsal navigiert eingebrachte Pedikelschrauben und mit einem Fixateur intern (Universal Spine System (USS)) stabilisiert. In einer zweiten Operation erfolgt die (endgültige) Versorgung von ventral mit einem intervertebralen Cage. Angesichts der Tatsache, dass sich die Positionierung des Cage gelegentlich schwierig gestaltet und daher mit längeren Röntgenzeiten einhergeht, sowie der positiven Erfahrungen unserer Klinik mit der Navigation als Technik in der Anwendung an der dorsalen Wirbelsäule, wurde nach einer Möglichkeit gesucht, eine sichere, aufwandsarme und zuverlässige Methode der Cage-Navigation zu finden. Ziel der Studie war auch, die Methode und die verwendeten Geräte so zu gestalten, dass eine Anpassung an unterschiedliche Implantate problemlos möglich ist.

#### 1.1 Klassifikation

#### 1.1.1 Einteilung der Wirbelsäulenfrakturen

Für die Unterteilung und zur Aussage über die Prognose einer Wirbelsäulenverletzung werden verschiedene Klassifikationen zu Rate gezogen.

Grundlage der modernen Klassifikationen bildet die Einteilung der Wirbelsäulenfrakturen von Nicoll<sup>2 3</sup> in stabile und instabile Frakturen. Durch den Vergleich der Wirbelsäule mit einem Baukran veranschaulicht Whitesides<sup>4 3</sup> seine Zweisäulentheorie. Die Wirbelkörper mit ihren Bandscheiben entsprechen dem Turm, der die Last trägt, und die Wirbelkörper mit ihren Bändern entsprechen den Halteseilen, die den Kran gegen Biegungskräfte und im Falle der Wirbelsäule auch gegen Zugkräfte schützen.

Diese zwei Säulen werden von Denis<sup>5</sup> und McAfee et al.<sup>6</sup> um eine weitere Säule nämlich den Wirbelbögen und Wirbelfortsätzen zur Dreisäulentheorie ergänzt. Diese nutzt McAfee zur Unterscheidung von sechs Verletzungstypen.

- 1. Impressionskeilbruch
- 2. stabiler Belastungsbruch
- 3. instabiler Berstungsbruch
- 4. Chance-Fraktur
- 5. Flexions-Distraktionsverletzung
- 6. Translationsverletzung

B:

Wolter<sup>7</sup> erweiterte diese Klassifikation 1985 um eine Kategorie, die die Einengung des Spinalkanals berücksichtigt (ABCD 0123).

Wirbelkörper

Die Buchstaben geben die Verletzungen der Wirbelsäule an:

- A: Ventrale Säule (nach Denis):
  - Mittlere Säule (nach Denis):
- C: Hintere Säule (nach Denis):
- D: Diskoligamentäre Strukturen



Wirbelkörperhinterwand u. Bogenwurzel

Wirbelbögen und Fortsätze

Abbildung 1: ABCD 0123 System aus Müller, Lehrbuch der Chirurgie (2004/5)

Die Zahlen ergänzen die Angaben der Fraktur durch die resultierende Einengung des Spinalkanals.

- 0: keine Einengung
- 1: Einengung um bis zu 1/3 des Wirbelkanals

- 2: Einengung um bis zu 2/3 des Wirbelkanals
- 3: Einengung um mehr als 2/3 des Wirbelkanals



Abbildung 2: ABCD 0123 System aus Müller, Lehrbuch der Chirurgie (2004/5)

Auf diese Überlegungen stützend entwickelte die Arbeitsgruppe Osteosynthese (AO) 1992 eine eigene Klassifikation.

Die AO-Klassifikation versucht, das zugrunde liegende Trauma und die radiologischen Zeichen mit einzubeziehen und soll des Weiteren eine bessere prognostische Einstufung der Verletzung erlauben. Sie teilt die Frakturen in drei Hauptgruppen ein, die sich durch das ihnen zugrunde liegende Trauma sowie typische radiologische Zeichen ergeben. Jede Hauptgruppe kann in jeweils drei Untergruppen unterteilt werden. Einige dieser Untergruppen können zur genaueren Beschreibung weiter unterteilt werden.

Brüche der ersten Hauptgruppe werden als Typ-A-Frakturen bezeichnet. Diesen ist gemeinsam, dass sie durch ein Kompressionstrauma entstanden sind und keine Beteiligung der Wirbelbögen oder des Lig. interspinosum aufweisen und somit nicht mit einer Translation der Horizontalebene einhergehen.



Abbildung 3: Typische Merkmale der drei Verletzungstypen.

Typ A) Kompressionsverletzung der vorderen Säule.

Typ B) Zweisäulenverletzung mit entweder posteriorer, anterior oder transverser Bandruptur.

Typ C) Zweisäulenverletzung mit Rotation.

Entnommen aus: Aebi M, Thalgott J S, Webb J K (1998) AO ASIF Prinzipales in Spine Surgery. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Budapest, Hong Kong, London, Milan, Paris, Santa Clara, Singapore, Tokyo: ISBN 3-540-62763-4

Distraktionstraumen führen zu Typ-B-Frakturen. Hier sind immer beide Säulen, im Sinne der Zweisäulentheorie von Whitesides<sup>8</sup>, beteiligt. Der Anteil an neurologischen Defiziten ist signifikant höher als bei Typ-A-Frakturen und sie sind immer instabil<sup>9</sup>.

Die Typ-C-Frakturen der Wirbelsäule haben eine Verletzung mindestens zweier Säulen sowie eine Rotationsfehlstellung gemeinsam. Es sind alle longitudinalen Bänder verletzt und Fragmente können in alle Richtungen verschoben sein. Dadurch haben sie die höchste Rate an neurologischen Defiziten.

#### 1.2 Indikation zur operativen Versorgung

Grundsätzlich steht vor jeder Versorgung einer Fraktur die Entscheidung, ob diese konservativ oder operativ behandelt werden sollte.

Muhr und Tscherne<sup>10</sup> (bzw. später in leicht modifizierter Form auch Abei<sup>11</sup>) haben die folgenden Indikationen zur operativen Versorgung herausgearbeitet.

- 1. Absolute Indikation
- Zunahme der Lähmungserscheinungen oder kompletter Querschnitt (im 6 Stunden Intervall)
- Sekundärlähmungen (nach freiem Intervall)
- Offene Verletzungen
- 2. Relative Indikation (wenn noch keine neurologischen Defizite)
- Verrenkungen (hohe Instabilitätsrate)
- Irreponible und instabile Verrenkungsbrüche
- Kompressionsbrüche mit mehr als 20° Kyphose und/oder 20°Skoliose (wenn konservativ irreponibel)
- Bzw. aus pflegerischer und/oder rehabilitativer Indikation

## 1.3 Therapie der Wirbelsäulenfrakturen

## 1.3.1 Konservative Versorgung

Eine konservative Versorgung kann im unteren BWS- und LWS-Bereich durch die Methode nach Böhler<sup>12 13 14</sup> erfolgen. Dabei erfolgt, nach Reposition in Längszug, eine Lordosierung im dorsalen Durchhang bzw. durch einen Patientenheber<sup>14</sup>. Anschließend wird ein Gipsmieder, welches an Symphyse und Brustbein abgestützt ist, anmodelliert. Dieses wird je nach Fraktur für 3-6 Monate<sup>15</sup> belassen bzw. bei Lockerung erneuert.

Eine direkte Vergleichsstudie<sup>16</sup> konservativ versorgter und dorsal stabilisierter Typ-A-Frakturen im thorakolumbalen Übergang konnte jedoch eine Überlegenheit der operativen Versorgung in Hinblick auf Kyphosierung (-4,9° vs. 3,7°) nach Abschluss des Beobachtungszeitraumes zeigen. Zu beachten ist, dass diese Zahlen durch eine alleinige dorsale Stabilisierung, ohne die mittlerweile verbreitete anschließende ventrale Versorgung, erzielt werden konnten.

## 1.3.2 Operative Versorgung

## 1.3.2.1 Dorsale Versorgung

Wird die Indikation zur operativen Versorgung gestellt, erfolgt zunächst die Stabilisierung von dorsal. Dies sollte möglichst zeitnah zum Unfall geschehen, um ein möglichst gutes Repositionsergebnis zu erzeugen und um zweizeitigen neurologischen Ausfällen entgegen zu wirken. Das Ziel der dorsalen Stabilisierung ist eine belastungsstabile Verbindung des frakturierten Wirbelkörpers mit dem kaudal oder ventral gelegenen bzw. die stabile Überbrückung des frakturierten Wirbels.

Zunächst werden die Dornfortsätze der betroffenen Wirbelkörper über einen Medianschnitt aufgesucht. Dieser sollte nach kranial und kaudal jeweils zwei Wirbel über die Fusionsstrecke hinaus reichen. Nach scharfem Abtrennen der Aponeurose wird die paraspinale Muskulatur subperiostal abgeschoben. So werden die kleinen Wirbelgelenke dargestellt. Soll ein navigiertes Einbringen der Pedikelschrauben erfolgen, wird nun an einem der intakten Wirbelkörper die sogenante DRB (s. Abschnitt Navigation) befestigt, und es folgt entweder die Matchingprozedur bei CT-gesteuerter Navigation. Anschließend werden mit einer Ahle die Pedikel eröffnet und mit einem Bohrer aufgebohrt. Eintrittswinkel und Bohrrichtung s. Zeichnung. Danach erfolgt die Instrumentierung entweder mit Fixateur oder vorgebogener Platte.<sup>17</sup>



Abbildung 4: Eintrittspforte und Schraubenverlauf der lumbalen pedikulären Instrumentation. Entnommen aus Mutschler W, Haas N (1999) Praxis der Unfallchirurgie. Thieme, Stuttgart New York ISBN 3-13-101151-3

Durch diese Stabilisierung wird das gesamte Segment zu einer Einheit. Dies ist hinsichtlich der in dieser Arbeit dargestellten Cagenavigation von elementarer Wichtigkeit, was an späterer Stelle ersichtlich werden wird.

1.3.2.2 Ventrale Versorgung (offene Operation)

Nach dorsaler Stabilisierung mit einem Fixateur intern wird gleich- oder zweizeitig die Wirbelsäule von ventral stabilisiert.

Die Notwendigkeit zu einem kombinierten dorsal/ventralen Vorgehen resultiert aus der These von Daniaux<sup>18</sup> und später Eysel<sup>19</sup>, dass die Repositionsverluste nach dorsaler Stabilisierung zu 2/3 auf die Instabilität der geschädigten Bandscheibe zurückzuführen sei sowie auf den Ergebnissen von Feil und Wörsdörfer, die in einem Vergleich der Osteosyntheseverfahren die deutliche Überlegenheit des kombinierten Verfahrens zeigten <sup>20</sup>.

Dabei wird der Zugang abhängig von der Höhe der Läsion gewählt.

Es werden folgende Zugänge empfohlen<sup>21</sup>:

- T4 -T10 Rechtsseitige, laterale Thorakotomie im 4. Intercostalraum oder nach Resektion der 5. Rippe
- T10-L1 Linksseitige, tiefe laterale Thorakotomie im 10. Intercostalraum
- T12 L3 Thorakophrenikolumbotomie
- L2 L5 Linksseitige Lumbotomie

Nach dem Zugang wird der frakturierte Wirbelkörper unter Bildwandlerkontrolle aufgesucht und corporektomiert. Die betroffenen Bandscheiben werden entfernt und die Deckplatten der betroffenen Wirbelkörper angefrischt. Nun wird der Cage unter Sicht eingesetzt und vorgespannt. Unter Bildwandlerkontrolle wird die Position optimiert, wobei entweder zwei C-Arme in orthograder Ausrichtung zum Einsatz kommen oder ein steril abgedeckter Bildwandler durchgeschwenkt werden muss. Nach der Positionierung wird der Cage bis zur optimalen Festigkeit aufgespannt und durch eine Platte gesichert.

#### 1.3.2.3 Ventrale Versorgung (Laparoskopische Operation)

In den letzten Jahren findet neben der konventionellen offenen Wirbelsäulen-Chirurgie die endoskopische Wirbelsäulen-Chirurgie immer häufiger Anwendung. Nachdem 1973 R. Wittmoser<sup>22</sup> erstmalig eine lumbale Sympathektomie mit Hilfe einer Staboptik durchführte, kam die endoskopische Chirurgie mit Einführung der Videokamera Ende der 80er Jahre immer mehr zur Anwendung. Diese sorgte für eine klarere Sicht, erlaubte es mehreren Chirurgen an der OP teilzunehmen und ermöglichte so ein breites Spektrum an Anwendungsgebieten.



Abbildung 5: Vorschlag für Lumboskopischen Zugang mit Lagerung und Position des Operationsteams. Entnommen aus: Blauth M, Knop C, Bastian L (1998) Brust- und Lendenwirbelsäule. In Tscherne H, Blauth M (Hrsg) Tscherne Unfallchirurgie Wirbelsäule. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio, S 241-312

Um endoskopische Cages im Bereich der LWS einzubringen, wird üblicherweise ein retroperitoneoskopischer Zugang für die Corpektomie gewählt. Hierfür wird der Patient

streng rechtseitig gelagert, wobei das rechte Bein gestreckt und das linke in der Hüfte gebeugt ist.<sup>23</sup>

2 cm kranial der Crista iliaca wird parallel zu dieser eine 2 cm lange Hautinzision gesetzt. Das Fettgewebe sowie der M. obliquus externus werden durchtrennt. Daraufhin wird der M. obliquus internus gespalten. Zuletzt werden M. transversus abdominis und faszia transversalis gespalten. Nun kann mit dem Finger die retroperetoneale Hülle stumpf erweitert werden. 2 cm neben dem Finger kann ein 11-mm-Stahltrokar und durch den Zugang mittels einer Tabaksbeutelnaht ein zweiter eingeführt werden. Über diese beiden Trokare können nun die Kamera und ein Tupfer eingeführt werden. Mit diesem kann nun die Operationshöhle nach kranial bis zum Zwerchfell hin erweitert werden. Dabei müssen Niere, A. und V. lienalis sowie Testikular- bzw. Ovarialgefäße und Ureter mobilisiert werden. Ventral vor den frakturierten Wirbelkörper wird der zur Instrumentierung benötigte Trokar eingeführt. Kranial von diesem wird ein weiterer zur Neupositionierung der Kamera eingebracht.

Wenn alle vier Trokare eingebracht sind wird der M. Psoas abgesetzt und der Wirbelkörper freigelegt. Dann werden Wirbelkörper und angrenzende Bandscheiben entfernt.

Durch die Erweiterung des Trokarzugangs kann ein Cage (z.B. Obelisk, Ullrich) eingebracht und aufgespannt werden. Dieser wird durch eine Titanplatte gesichert und die Operation beendet.

#### 1.4 Navigation in der Traumatologie

Die Idee, Navigationshilfen bei Operationen einzusetzen, ist schon verhältnismäßig alt. Bereits 1906 veröffentlichten Clarke und Horsley<sup>24</sup> eine Arbeit, in der sie einen Navigationsrahmen vorstellten, der fest auf dem Kopf des Patienten verschraubt wurde, um einen intrazerebralen Tumor, der zu biopsieren war, aufsuchen zu können.

Dieser Rahmen erfüllte im Prinzip schon alle Eigenschaften, die Bowersox<sup>25</sup> et al. in ihrem Reviewartikel 1996 für Navigationssysteme herausgearbeitet haben. Das <u>Navigationssystem</u> stellt über ein Koordinatensystem den <u>tatsächlichen Tumor</u> außerhalb des Kopfes als <u>virtuelles Objekt</u> dar. Bowersox et al.<sup>25</sup> bezeichnen diese drei Objekte als *Navigator, Therapeutisches Objekt* und *Virtuelles Objekt*.

Auch ein weiteres Grundprinzip, das sich auch bei modernen optoelektronischen Navigationssystemen findet, lässt sich gut am Navigationsrahmen von Clarke und Horsley erklären. Wenn man nicht unter direkter Sicht, sondern an einem virtuellen Objekt operiert, ist es von immenser Wichtigkeit, dass Bewegungen des tatsächlichen Objektes erfasst und auf das virtuelle Objekt übertragen werden. Dadurch, dass der Rahmen direkt auf dem starren Schädel festgeschraubt war und sich das Gehirn nur minimal im Schädel bewegen kann, behielt das virtuelle Objekt - durch den Rahmen fest verschraubt mit dem Schädel - immer die relative Position zum Tumor. Diese einfache aber effektive Verfolgung der Patientenbewegung wird heute als starre Referenzierung bezeichnet. Traumatologische passive Navigationssysteme nutzen meistens eine so genannte dynamische Referenzierung<sup>26</sup>. Hierbei wird ein Signalgeber (DRB = dynamic reference base) am tatsächlichen Objekt befestigt. Das ausgesendete Signal wird dann im Raum geortet und lässt so eine Positionierung des tatsächlichen Objektes zu. Als Signal dient meist Infrarot-Licht, aktiv ausgestrahlt oder passiv reflektiert. Es sind aber auch Navigationssysteme entwickelt worden, die auf Magnetfeldern<sup>27</sup> bzw. Ultraschall<sup>28</sup> basieren.

#### 1.4.1 Typen der Navigation

Grundsätzlich lassen sich abhängig vom Eingreifen des Computers in den Operationsverlauf drei Arten der computergestützten Navigation unterscheiden:

- Passive Navigation: Das Navigationssystem versorgt den Chirurgen mit Zusatzinformationen, die ihm die Operation vereinfachen, die Strahlenbelastung von Patient und Operierendem reduzieren und/oder eine höhere Präzision ermöglichen.
- Semiaktive Navigation: Der Operator operiert selbst, aber das System lässt nur Bewegungen in einem vorher definierten Bereich zu, sodass Extrembewegungen verhindert werden.
- Aktive Navigation: Diagnose und Planung werden vom Chirurgen gemacht, die Operation bzw. Teile der Operation werden von einem Operationsroboter durchgeführt.

In der Traumatologie haben sich folgende Anwendungen klinisch etabliert<sup>29 30 31 32 33 34</sup> 35 36 37 38.

- Wirbelsäulenchirurgie (<u>dorsale</u> Instrumentierung)
- Hüftgelenkendoprothetik
- Kniegelenkendoprothetik
- Osteotomien
- Arthroskopie und Kreuzbandrekonstruktion
- Beckenchirurgie (SI-Verschraubung)
- Frakturbehandlung (lange Röhrenknochen)

So gab es im letzten Jahren mehrere Veröffentlichungen zum klinischen Einsatz der Navigation von Osteotomien sowie Ostheosynthesen an der Hüfte<sup>39,4041</sup>. Diese zeigten unter anderem, dass die Tumorresektion im Bereich der Hüfte durch den Einsatz von Navigationssystemen deutlich präziser durchgeführt werden kann. Erst durch die exakte Umsetzung der präoperativen Planung ist z.B. der Einsatz von "custom-made" Beckenteilprothesen möglich.

#### Einleitung

Im Bereich der Ostheosynthese liegen erste klinische Vergleichsstudien<sup>42,43</sup> vor, die die Ergebnisse bei der Einbringung von SI-Schrauben, sowohl mittels CT-basierter als auch BV-basierter Navigation, darstellen.

Neben diesen klinischen Studien stellten Hüfner et al<sup>44</sup> eine experimentelle Arbeit am Modell zur Reposition von Acetabulumquerfrakturen vor.

Im Bereich der Wirbelsäulenchirurgie werden neben der als etabliert geltenden Methode der CT-gestützten Navigation auch Studien vorgestellt, die sich mit der 2D- und 3D-C-Arm-gestützten<sup>45</sup> Navigation beschäftigen. Ansonsten finden sich neben der dorsalen Instrumentierung an der Wirbelsäule nur Veröffentlichungen von navigationsgestützten Biopsien<sup>46</sup>.

Anhand erster Studien mit der Iso-C3D-basierten Navigation scheinen navigierte Anbohrungen<sup>47</sup> von osteochondralen Läsionen im Vergleich zu schon vor 4 bzw. 5 Jahren in dieser Anwendung veröffentlichten CT-basierten Navigationstechniken<sup>48 49</sup> vereinfacht möglich.

Neben den sehr erfolgversprechenden neuen Anwendungsgebieten im Bereich der computergestützten Chirurgie konnte bei anderen Verfahren die Überlegenheit gegenüber den konventionellen Verfahren nicht gezeigt werden. So scheinen die mechanischen Zielbügel bei der distalen Verriegelungsbohrung bei der Markrumnagelostheosynthese nicht nur in der Operationszeit, sondern auch in der Präzision der computergestützten Navigation überlegen zu sein<sup>50</sup>.

Zum jetzigen Zeitpunkt gibt es nur wenige Veröffentlichungen zur Navigation an der ventralen Wirbelsäule. Diese beschäftigen sich mit der minimalinvasiven navigierten Formierung der Grund und Deckplatte zur Formierung eines passenden Implantatbetts bei der Inlay-Technik<sup>51 52</sup> bzw. mit der minimalinvasiven Decompression/Corprectomie<sup>53 54 55 56</sup>.

Zur Navigation von Cages ist bis jetzt keine Veröffentlichung zu finden.

#### 1.5 Navigation neuer Instrumente

Die Navigation stellt besondere Ansprüche an die verwendeten Instrumente. Da zwischen Navigationskamera und Diodenfeld am Implantat direkter Sichtkontakt bestehen muss, ist es oft nötig, das Diodenfeld mehrere Zentimeter entfernt vom eigentlichen Objekt (Cage, Bohrerspitze etc.) anzubringen, um sie aus dem Situs heraus zu führen. Dies führt zu in der konventionellen Chirurgie unüblichen Anforderungen an Rigidität und Torsionssteifigkeit der Halter und langen Operationsinstrumente. Eine weitere Herausforderung stellen Scharniere dar. Abgesehen von ihrer eigentlichen Funktion als Gelenk dürfen sie bei navigierten Instrumenten nur ein äußerst geringes Spiel aufweisen, wenn die DRB distal des Gelenkes angebracht ist.

Diese und ähnliche Probleme treten bei der Arbeit mit Navigationssystemen nahezu immer auf und haben zu einer Reihe von modifizierten chirurgischen Instrumenten und Techniken geführt, die den Anforderungen im größeren Maße gerecht werden. Ein Beispiel für veränderte Instrumente aus der Literatur sind verstärkte Bohrer<sup>57</sup>. Diese wurden nötig, da sich die Bohrer bei Belastung gebogen haben, was bei der direkten Positionskontrolle im Bildwandler ohne große Bedeutung ist. Bei einem an der Bohrmaschine referenzierten Bohrer führt dies jedoch unausweichlich zu einer Falschangabe des Navigationssystems.

Als Beispiel für veränderte Techniken der Traumatologie, bei navigierten OPs, kann die Verwendung des Kirschnerdrahtes angeführt werden. Dieser wird häufig als Orientierungshilfe eingebracht, um bei guter Lage als Schiene für den Bohrer zu dienen. Durch die Entwicklung verstärkter navigierter Bohrer mit definierter Länge, wird in der computernavigierten Chirurgie das Bohrloch ohne vorherige Kirschnerdraht-Kontrolle gebohrt<sup>58</sup>. Lediglich zur Kontrolle des Systems wird ein Draht in das endgültige Loch eingeführt, um den Verlauf im BV sichtbar zu machen. Durch diese Änderung des Vorgehens und der Instrumente ließ sich die Präzision bei der Einbringung von navigierten Schrauben weiter erhöhen<sup>58</sup>.

Ungewohnt sind auch die Aquerierung und der Umgang mit Daten, die mit bildgebenden Verfahren gewonnen werden. Während früher Daten durch den Austausch von analogen Datenmedien wie CT-Ablichtungen von Klinik zu Klinik weitergereicht werden konnten, benötigt die Navigation immer digitale Datensätze. Auch der intra operative Umgang mit dem BV muss in navigierten Operationen angepasst werden. So dürfen alle Daten nur aus einem referenzierten BV stammen, der gegebenenfalls gedreht werden muss, um verschiedene Ebenen darzustellen.

Somit erfordert die Navigation in der täglichen Praxis häufig zusätzliche Röntgenaufnahmen, wenn die Patienten zwischen Diagnostik und Operation verlegt werden z.B. vom unfallnahen Haus der Grund- und Regelversorgung ins Haus der Maximalversorgung.

## 1.6 Problem und Aufgabenstellung

Durch die Tendenz zu immer minimalinvasiveren OP-Techniken wird auch die Übersicht im Operationsfeld immer eingeschränkter. Die computergestützte Navigation bietet eventuell eine Möglichkeit diesen Nachteil auszugleichen.

In der präklinischen Studie war zu klären, ob auch an der ventralen Wirbelsäule die 2D-C-Arm gestützte Navigation sinnvoll eingesetzt werden kann.

Diesbezüglich lassen sich folgende zu klärenden Teilfragen formulieren

- 1. Reichen die C-Arm Bilder für eine zufrieden stellende intraoperative Bildaquisition und Planung?
- Liefert das Trauma Modul f
  ür lange R
  öhrenknochen dem Operierenden ausreichende Informationen, sodass er ohne direkte visuelle Kontrolle das Implantat platzieren kann?
- 3. Reicht die durch die 2D-C-Arm-Navigation erreichbare Präzision aus?
- 4. Ist eine Anpassung an andere Implantate ohne die Veränderung des Programms möglich?

## 2 Material und Methoden

Bei der Wahl der Navigationstechnik sind mehrere Aspekte zu berücksichtigen. Unter den passiven optoelektronischen frameless Systemen stehen sich in der Traumatologie grundsätzlich drei Typen der Navigation gegenüber: Die CT-, die 2D-C-Arm- und die Iso-C3D-gestützte Navigation.

Gegen die CT-gestützte Navigation sprechen folgende Punkte

- 1. Das chirurgische Objekt wird während der Corporectomie verändert.
- 2. Der ventrale Anteil des Wirbelkörpers besitzt keine guten Landmarks.

Um dem ersten Problem zu begegnen, muss ein Navigationssystem genutzt werden, das eine intraoperative Bildaquisition erlaubt. Da OPs mit integrierten CTs möglich, aber nur in vereinzelten Kliniken vorhanden sind, wäre eine CT-gestützte Cagenavigation auf wenige Kliniken beschränkt.

Betrachtet man außerdem den zweiten Punkt, bieten sich Navigationssysteme an, die auf eine Matching Prozedur verzichten können, z. B. 2D-C-Arm- und Iso-C3D-gestütze Navigation. Beide verfügen zudem über die Möglichkeit der intraoperativen Bildaquisition.

Auch wenn sich das geringe Volumen eines Wirbelkörpers für die 3D Darstellung mit dem Iso-C3D anbietet, haben wir uns für ein 2D orientiertes System entschieden.

Dafür wurden folgende Aspekte berücksichtigt:

1. 2D-Navigationssysteme sind derzeit weiter verbreitet als Iso-C3D-Navigationssysteme.

- 2. Die Strahlenbelastung einzelner C-Arm Aufnahmen liegt immer noch niedriger als ein Scan mit dem Iso-C3D .
- 3. Ein handgeschwenkter C-Arm lässt sich unter hygienischen Gesichtspunkten besser kontrollieren als ein motorgesteuerter.

## 2.1 Material

## 2.1.1 Das Wirbelsäulenmodell

Als Patientenmodell wurde eine Kunststoffwirbelsäule, Firma Synbone ® (BWK 10 bis Os sacrum) verwendet, die wie folgt präpariert ist. LWK 2 und LWK 4 sind corporektomiert und dorsal über die Pedikel LWK 1, LWK 3 und LWK 5 durch ein USS stabilisiert. Durch die dorsale Stabilisierung kann das gesamte Segment als eine Einheit betrachtet werden. In die Deckplatten der angrenzenden Wirbelkörper sind mittig röntgendichte Metallstifte eingetrieben.



Abbildung 6: Wirbelsäulenmodel seitlich



Abbildung 7 Wirbelsäulenmodel a/p

2.1.2 Das Navigationssystem

Das verwendete Navigationssystem war das Surgigate® der Firma Medivision. Es besteht aus der Kamera, dem Navigationsturm und den referenzierten Instrumenten.

Die Kamera ist die Stereo-Infrarot-Kamera Optotrak® 3020 der Firma Nothern Digital mit drei Objektiven. Hinter jedem Objektiv sind drei lineare CCD Kameras.<sup>59</sup> Sie dienen der Erfassung der relativen Position der einzelnen Objekte im Raum.



Abbildung 8: Optische Einheit mit drei linearen CCD's, wie sie die Optotrac Kamera verwendet, Hier jedoch mit einem Diodenfeld mit 5 Dioden. Entnommen aus: Schmerber S, Chassat F (2001) Accuracy Evaluation of a CAS System: Laboratory Protocol and Results with 6D Localizers, and Clinical Experiences in Otorhinolaryngology. Computer Aidet Surgery 6:1-13

Jedes Instrument ist mit einem Diodenfeld versehen. Die unterschiedlichen Positionen des Intensitätsmaximums der Leuchtdioden auf den verschiedenen CCD-Modulen ermöglicht die dreidimensionale Positionierung der LED im Raum. Zudem sind die Dioden rautenförmig auf dem Feld angeordnet. Diese feste Anordnung wird auch als "rigid body" bezeichnet. Zusätzlich kann der Computer so über Größe und Verzerrung des rigid bodys die Lage im Raum berechnen.



Abbildung 9: Geometrie des verwendeten rigid body. Entnommen aus: Schmerber S, Chassat F (2001) Accuracy Evaluation of a CAS System: Laboratory Protocol and Results with 6D Localizers, and Clinical Experiences in Otorhinolaryngology. Computer Aidet Surgery 6:1-13



Abbildung 10: Verwendete Kamera mit Steuermodul und Kabelage: Entnommen aus: Nothern DigitalHompage/technical Specifications: http://www.ndigital.com/optotraktechspecs.php

Unabhängig von Geometrie werden diese Diodenfelder auch als DRB (dynamic reference base) bezeichnet. Es müssen immer mindestens zwei Kameramodule mindestens drei LEDs der DRB erfassen, damit die Präzision von 0,1mm in einem

definierten Raum von 1m<sup>3</sup> im Abstand von 2,25m erzielt werden kann.<sup>60</sup>

Der Navigationsturm beherbergt den eigentlichen Rechner (Sun Workstation®), der die Daten der Kamera und die präoperativ erfassten Daten verarbeitet, verschiedene Schnittstellen und Laufwerke, um Daten aus dem Computer aus- oder in ihn einzulesen, sowie den Monitor, der als Mensch/Computer Interface<sup>61</sup> dient.

Durch die so genannte Strobobox ist es möglich, mehrere Instrumente gleichzeitig zu betreiben. Diese bewirkt, dass die Dioden nicht dauerhaft leuchten, sondern die Instrumente der Reihe nach angesteuert werden. So kann durch den Zeitpunkt des Aufleuchtens der DRB das jeweilige Instrument durch den Computer bestimmt werden.

2.1.3 Verwendete Software und Version des Navigationssystems

Adobe Photoshop (5 und 6) wurde zum Scannen der Röntgenbilder sowie zur Bearbeitung und zum Zuschnitt der Tiff Bilder verwendet. Vermessen wurden alle Bilder und Screenshots mit Hilfe von CorelDRAW 11.

#### 2.1.4 Der Bildwandler

Für die Versuche wurde ein Bildwandler des Typs BV Exposcop 8000 der Firma Ziehm® verwendet. Der angeschlossene Thermodrucker druckt mit einer maximalen Auflösung von 1024x1024dpi. Durch das C-Arm Navigationsmodul der Firma Medivision®, wird der Röntgendetektor durch die Kamera im Raum geortet und kann vom Navigationssystem in Bezug zum geröntgten Objekt gebracht werden.

Da die Röntgenquelle des C-Arms punktförmig ist, verlaufen die Strahlen zum einen nicht parallel und zum anderen produziert der Signalverstärker des C-Arms Verzerrungen, die im Prozess der Signalverstärkung und der Detektion begründet sind. Da zur Positionsbestimmung jedoch ein lineares Koordinationssystem benötigt wird, erfordert es einige Hilfsmittel und Berechnungen, um einen linearen Strahlengang zu simulieren. Zum einen wird eine Kalibrierungsplatte vor den Detektor geschraubt, die aus zwei "Netzen" von röntgendichten Maskierungen besteht, welche in einem definierten Abstand voneinander stehen. Durch die Differenz der abgebildeten korrespondierenden Marker des distalen und proximalen "Netzes" kann das System den zentralen Strahl und die Verzerrung der periphereren Strahlen berechnen. Zum anderen wird das proximale "Netz" zur Korrektur der durch den Signalverstärker erzeugten Verzerrungen genutzt, indem das Röntgenbild zwischen den Markern in Dreiecke zerlegt wird und durch Bildbearbeitungsalgorithmen wieder an das im System einprogrammierte Bild des "Netzes" angepasst wird.

Da sich der C-Bogen je nach Position unterschiedlich durchbiegt, müssen die unterschiedlichen Positionen des C-Bogens kalibriert werden. Da Verbiegungen maßgeblich von der Schwerkraft bestimmt werden, muss das System, welches nur relative Positionen zueinander bestimmen kann, wissen, wo unten ist, um eine adäquate Kalibrierung vorzunehmen. Hierzu wird die sogenannte gravity verwendet, ein Diodenfeld, das an einem Pendel aufgehängt ist und somit immer nach unten zeigt<sup>62</sup>.



Abbildung 11: C-Bogen mit C-Arm Navigationsmodul der Firma Medivision®s

#### 2.1.5 Der Cage

Es wurden 12 VBR Ø 20 mm (B) und 12 VBR Ø 24 mm (K) der Firma Ulrich verwendet. Beim VBR handelt es sich um einen expandierbaren Titancage, der in den von uns benutzten Größen von 32 mm auf 44 mm bzw. von 38 mm auf 54 mm aufgespannt werden kann. Er ist in drei verschiedenen Endplatten-Durchmessern erhältlich. Neben den von uns verwendetetn Größen gibt es den VBR auch noch in

einem Durchmesser von 28 mm. Es ist durch Austausch der Endstücke eine Endplattenangulation von 0-30° möglich. In unseren Versuchsreihen wurden nur Cages mit ungewinkelten Endstücken verwendet. <sup>63 64</sup>



Abbildung 12: Ulrich Cage VBR

Abbildung 13: Ulrich Cage VBR v. vorne

## 2.1.6 Cagehalter

Damit der Cage in das System eingebunden werden kann, muss er mit einer DRB versehen werden. Hierfür wurde ein modifizierter Cagehalter entwickelt.

Dieser verfügt am oberen Ende über einen achteckigen Stab, an dem eine DRB befestigt werden kann. Da die DRB nicht fest mit dem Halter verbunden ist, sondern zu jeder OP neu befestigt wird, ist es nötig, den Cage, relativ zur DRB Position, jedes Mal neu zu justieren. Hierzu dient der Justierrahmen s. 2.1.7.



Abbildung 14: Cagehalter, Befestigungsschrauben

Abbildung 15: Cage am Halter mit DRB

## 2.1.7 Der Justierrahmen

Zur Justierung der Cages wurde neben dem modifizierten Cagehalter ein entwickelt. Justierungsrahmen Die endgültige Version besteht aus vier Edelstahlstangen, die durch zwei Edelstahlquader gehalten werden. Die Abstände der Stangen sind derart gewählt, dass sich für alle drei verwendeten Cagedurchmesser der Firma Ulrich® jeweils eine Schiene bildet. Wird der Cage in die passende Schiene eingelegt, entsprechen die an den Quadern angebrachten Markierungen der zentralen Achse des jeweiligen Cages. Ein Dorn an einem Ende der Schiene verhindert die Rotation des Cages um die eigene Achse. Zwei weitere Markierungen an den Außenstangen ermöglichen es dem Chirurgen nun, auch noch die horizontale Ausrichtung zu markieren. Diese kann später als künstlicher Horizont genutzt werden.



Abbildung 16:Cage in Justierrahmen, Dorn fixiert d. Cage, Referenzierungsmakierung ist seitlich zu erkennen



Abbildung 17: Justierrahmen v. oben

Abbildung 18: Dorn zur Cageachsenbestimmung

## 2.2 Methoden

## 2.2.1 Hauptversuchsreihe

## 2.2.1.1 Referenzierung der Instrumente

Zu Beginn des Versuches wurden sowohl der Cage als auch die Wirbelsäule mit einer DRB versehen. An der Wirbelsäule wurde eine Schanzschraube in den proximal des corpektomierten Wirbels liegenden Wirbelkörper eingeschraubt und an dieser die DRB befestigt. Die DRB zur Referenzierung des Cages wurde am distalen Ende des Cagehalters angebracht.



Abbildung 19: Screanshot der intraoperativen Planung, im blau umrandeten Fenster würde die Rotation des Cages angezeigt werden, sobald die "Cage-DRB" in den Sichtbereich des Sytems kommt

Im folgenden wurde die Wirbelsäule mit dem referenzierten C-Arm im anterior/posterioren sowie im seitlichen Strahlengang geröntgt und die Bilder an das Navigationssystem übertragen, virtuell ausgerichtet sowie auf Idealgröße transformiert (vergrößert oder verkleinert). Anhand der Metallstifte wurde die ideale Cageposition festgelegt und mit der Maus in beiden Ebenen eingegeben. Diese wird im Weiteren vom Navigationssystem als roter Balken im Röntgenbild dargestellt.

Da die DRB nicht fest mit dem Cagehalter verbunden ist, und da es ein Studienziel war, unterschiedliche Implantate navigieren zu können, muss im folgenden Arbeitsschritt die Position des Cages relativ zu seiner DRB sowie Angaben zur Ausrichtung des Cages dem System übermittelt werden. Als Angabe zur Ausrichtung wurde die Achse des Cages angegeben. Hierfür wurde der Cage in den Referenzierungsrahmen eingelegt, sodass das "untere" Loch auf dem Dorn des Rahmens steckt. Bei Cages mit ein oder zwei schrägen Endstücken kann so die longitudinale Rotation vom System angezeigt werden. Bei korrekt eingelegtem Cage entsprechen die Markierungen am Rahmen der exakten Cageachse und können mit dem referenzierten Pointer aufgesucht werden, um so die Achse in das System zu übertragen. Zuvor wurde die exakte Länge des Pointers am virtuellen Keyboard überprüft und eventuell vom System korrigiert.

Die Achse wird im Weiteren vom Navigationssystem als gelber Balken auf den Röntgenbildern dargestellt.

Nun sind alle Instrumente referenziert und der Cage kann navigiert eingebracht werden.

## 2.2.1.2 Navigation

Die Cages wurden unter Ausschluss der visuellen Kontrolle in die Wirbelsäule eingebracht. Hierfür wurde zwischen Navigator und dem Navigationsgebiet ein Tuch gespannt, sodass der Navigator zwar über das Tuch auf den Navigationssystembildschirm, nicht jedoch direkt auf die Wirbelsäule sehen kann. Siehe Zeichnung:



Abbildung 20: Einbringen des Cages ohne visuelle Kontrolle

Der Cage wurde unter taktiler Kontrolle in die Nähe der Idealposition gebracht, bis er vom System angezeigt wurde. Als gelber und roter Balken annähernd deckungsgleich waren, wurde der Cage soweit aufgespannt, bis er in den Deckplatten griff, aber noch beweglich war. Dann erfolgten die Feineinstellung und das Aufspannen bis zur Belastungsstabilität. Es ist zu beachten, dass beim Aufspannen das System eine scheinbare Dislokation in der Sagitalebene anzeigt, die nach dem Aufspannen nicht korrigiert werden darf.

Zum Beenden der Navigation wurde ein Screanshot des Navigationssystems gemacht und darauf folgend der Cagehalter und die DRB der Wirbelsäule entfernt.

## Flussschema der Navigation



Abbildung 21: Flussschema des theoretischen Operationsablaufes:

- 1. Referenzierung des Cages
- 2. Referenzierung des Patienten
- 3. Navigationsplanung
- 4. Einbringen des Implantates ohne BV

#### 2.2.1.3 Auswertung

Wirbelsäule und eingesetzter Cage wurden mit dem C-Arm in a/p und seitlichem Strahlengang erneut geröntgt. Beide Bilder wurden ausgedruckt und eingescannt, um sie mit einem PC weiter zu bearbeiten und zu vermessen.

Nach digitalem Zuschnitt und Ausrichtung der Bilder unter Zuhilfenahme von Adobe Photoshop wurden a/p und Seitenaufnahme zur Auswertung auf ein CorelDraw® Dokument kopiert.

Um die Rotation zu ermitteln, wurde zwischen den Metallstiften eine rote und an der Längskante des Cages eine gelbe Linie eingezeichnet. Durch Parallelverschiebung der gelben Linie wurden beide Linien auf einen Ursprung gebracht und mit Hilfe des Winkeltools von CorelDraw® vermessen. Äquivalent wurde der Screenshot um 90° rotiert und auf 75% verkleinert in CorelDraw® importiert. Hier wurden statt der Nägel und der Längskante des Cages die Längsseiten der Navigationsbalken genutzt.

Die Auswertung der Translation erfolgte durch Bestimmung der Abweichung des geometrischen Schwerpunktes von der Idealachse. Dies ist vorteilhaft, da der Schwerpunkt gut zeichnerisch bestimmt werden kann, was die Fehlerquellen bei der Bestimmung reduziert, und er zum anderen möglichen Fehlern durch die 3D Verzerrung bei leicht verkippten Aufnahmen Rechnung trägt. Siehe Zeichnung:



Abbildung 22: Der Schwerpunkt wandert mit der Verzerrung

Zur Bestimmung des Schwerpunktes wurden die Ränder des Cages bzw. die Ränder des Navigationsbalkens nachgezogen, sodass ein Viereck entstand. Durch Einzeichnen der Diagonalen kann nun der geometrische Schwerpunkt bestimmt werden. Durch Verbindung der Metallstifte wurde die Idealachse eingezeichnet und der Abstand vom Schwerpunkt lotrecht zur Idealachse mit dem Abstandstool bestimmt. Nach Vermessung des bekannten Abstandes der Nägel bzw. des Cage-Durchmessers kann dieser Wert in die tatsächliche Translation in Millimeter umgerechnet werden.



Abbildung 23: Auswertungsbild mit Schwerpunktermittlung (gelbes Rechteck) und Idealachse (rote Linie) Sowie Abweichung des Cages von der Idealposition (blau) und virtuelle Größe des Cages auf dem Bild (gelb)

#### 2.2.2 Weiterführende Versuche

Zur Bestimmung der Verformung der Wirbelsäule, durch Aufspannen des Cages, wurde die Wirbelsäule vor und nach dem Aufspannen geröntgt und die Winkel der Deckplatten (DPW) vermessen.

#### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Begriffserklärung

Die Daten wurden unter zwei verschiedenen Fragestellungen betrachtet. Zum einen sollte geklärt werden, wie präzise der Cage am Ende der Navigation an seiner Sollposition sitzt. Dies wird im Weiteren als Gesamtpräzision bezeichnet. Zum anderen sollte die Präzision der Navigation als Technik getestet werden. Dies wird als Navigationspräzision bezeichnet.

## 3.2 Gesamtpräzision

Die Gesamtpräzision wurde durch Vermessung der postoperativen Röntgenbilder ermittelt. In Tabelle 1 ist die Rotation der einzelnen Cages in Grad angegeben. Tabelle 2 stellt die Abweichung der Cages von der Mittellinie dar. Ebenfalls ist die auf dem Röntgenbild gemessene Größe des Cages angegeben. Unter Zuhilfenahme der bekannten tatsächlichen Cagegröße wurde durch die Formel: "Tatsächliche Cagegröße mal Abweichung auf dem Röntgenbild durch Cagegröße auf dem Röntgenbild" die tatsächliche Abweichung in Millimetern ermittelt. Tabelle 3 gibt die so ermittelte tatsächliche Abweichung an.

#### Ergebnisse

	Frontale Rotation	Sagitale Rotation	Abweichung		Abweichung	
Cage	(Grad)	(Grad)	AP Aufnahme	Cagegröße	Seitaufnahme	Cagegröße
L2-01	0,71	1,06	0,95	14,12	0,66	21,16
L2-02	0,74	0,43	0,08	14,95	1,14	16,9
L2-03	1,89	0,6	0,03	15,1	0,14	16,71
L2-04	0,76	0,98	0,36	14,53	0,55	16,69
L2-05	0,9	1,18	0,03	19,82	0,27	22,04
L2-06	0,51	1,71	0,31	14,59	0,72	17,15
L2-07	0,82	1,02	0,1	14,53	0,29	17,23
L2-08	0,08	1,88	0,29	14,43	0,09	17,55
L2-09	0,91	1,18	0,13	14,96	0,81	16,72
L2-10	0,67	0,92	0,31	14,56	0,04	16,6
L2-11	0,49	1,25	0,26	14,65	0,88	17,19
L2-12	1,18	0,65	0,4	14,38	0,85	17,98
L4-01	0,55	2,23	0,22	20,21	2,4	23,59
L4-02	0,64	0,41	0,31	21,93	0,77	25,73
L4-03	0,29	0,81	0,12	21,24	1,01	25,41
L4-04	0,25	1,1	0,55	19,79	-0,9	24,69
L4-05	0,27	0,13	0,2	20,12	0,18	25,2
L4-06	0,76	1,1	1,12	21,62	0,6	21,67
L4-07	0,71	0,58	0,18	21,63	0,26	22,2
L4-08	0,01	0,14	0,53	21	0,06	22,18
L4-09	0,47	1,27	0,19	20,1	0,34	22,12
L4-10	0,04	0,48	0,07	20,07	0,01	22,16
L4-11	0,07	0,19	0,72	20,69	0	23,61
L4-12	0,15	1,07	0,76	19,97	0,66	25,49
Tabelle 1			Tabelle 2			

## 3.3 Navigationspräzision

Zur Ermittlung der Navigationspräzision wurden die postoperativen Bilder mit den Screenshots des Navigationssystems verglichen. Dafür wurden die Screenshots äquivalent zu den Röntgenbildern vermessen (siehe auch Methoden), nur dass zur Berechnung der tatsächlichen Abweichung nicht der Cage, sondern der bekannte Abstand der Metallstifte verwendet wurde. Um die Richtung der Abweichung anzugeben, wurden alle Ergebnisse mit einem + bzw. – versehen. Dabei bedeutet + in der lateralen Translation eine Abweichung nach rechts, in der sagitalen Ebene eine Abweichung nach oben. Ein + bei den Angaben der Rotation bedeutet eine Rotation im Uhrzeigersinn auf den Bildern (gegen den Uhrzeigersinn aus der Sicht des Patienten). Für die Translation ergibt sich Tabelle 4 und durch Subtraktion der Abweichungen Tabelle 5.

	Frontale Translation	Sagitale Translation	Frontale Translation	Sagitale Translation		Frontale	Sagitale
_	(X-Ray /	(X-Ray /	(screenshot /	(screenshot		Translations-	Translations-
Cage	mm)	mm)	mm)	/mm)		abw. v. Navi	abw. v. Navi
L2-01	-1,61	-0,75	0,12	-0,03		1,74	0,72
L2-02	-0,13	-1,62	-0,44	-0,17		-0,31	1,45
L2-03	0,05	-0,20	-0,44	0,77		-0,48	0,97
L2-04	-0,59	-0,79	-0,47	0,73		0,13	1,53
L2-05	-0,04	-0,29	-0,17	0,13		-0,14	0,43
L2-06	0,51	1,01	0,03	-0,04		-0,48	-1,05
L2-07	0,17	-0,40	0,04	0,38		-0,13	0,78
L2-08	-0,48	0,12	0,10	0,29		0,59	0,17
L2-09	-0,21	1,16	-0,42	0,49		-0,21	-0,67
L2-10	0,51	-0,06	-0,13	0,06		-0,64	0,12
L2-11	-0,43	1,23	-0,18	-0,41		0,25	-1,64
L2-12	0,67	1,13	0,08	0,10		-0,59	-1,03
L4-01	-0,22	-2,03	-0,21	-0,07		-0,01	-1,97
L4-02	-0,28	-0,60	0,19	0,42		-0,47	-1,02
L4-03	-0,11	-0,79	-0,02	0,57		-0,10	-1,36
L4-04	-0,56	-0,73	-0,42	0,42		-0,14	-1,15
L4-05	-0,20	-0,14	-0,25	-0,04		0,05	-0,10
L4-06	1,04	-0,55	-0,35	-0,17		1,39	-0,38
L4-07	-0,17	-0,23	-0,20	0,29		0,03	-0,52
L4-08	-0,50	0,05	-0,05	0,09		-0,46	-0,03
L4-09	-0,19	0,31	-0,21	-0,26		0,02	0,57
L4-10	-0,07	0,01	-0,10	0,13		0,03	-0,12
L4-11	-0,70	0,00	-0,19	0,31		-0,51	-0,31
L4-12	-0,76	-0,52	0,28	-0,01		-1,04	-0,51
Tabelle 4 Tabelle 5							

Cage	Frontale Rotation (X-Ray / Grad)	Sagitale Rotation (X-Ray / Grad)	Frontale Rotation (screenshot / Grad)	Sagitale Rotation (screenshot / Grad)	Frontale Rotations Abw. v. Navi (Grad)	Sagitale Rotations Abw. v. Navi (Grad)	
L2-01	0.71	-1.06	0.35	-0.28	-0.36	0.78	
L2-02	0,74	-0,43	-1,11	1,71	-1,85	2,14	
L2-03	1,89	0,6	-0,5	1,37	-2,39	0,77	
L2-04	0,76	-0,98	-0,54	2,1	-1,3	3,08	
L2-05	0,9	-1,18	0,51	0,72	-0,39	1,9	
L2-06	-0,51	-1,71	-0,13	0,94	0,38	2,65	
L2-07	0,82	-1,02	-0,21	0,77	-1,03	1,79	
L2-08	-0,08	-1,88	-0,36	-0,02	-0,28	1,86	
L2-09	-0,91	-1,18	-0,39	0,52	0,52	1,7	
L2-10	-0,67	-0,92	-0,76	0,87	-0,09	1,79	
L2-11	0,49	-1,25	0,04	1,1	-0,45	2,35	
L2-12	1,18	-0,65	0,26	1,16	-0,92	1,81	
L4-01	-0,55	-2,23	-0,74	1,06	0,19	-3,29	
L4-02	0,64	-0,41	0,15	1,18	0,49	-1,59	
L4-03	0,29	-0,81	0,94	0,46	-0,65	-1,27	
L4-04	0,25	-1,1b	0,24	-0,01	0,01	-1,09	
L4-05	-0,27	-0,13	0,05	0,33	-0,32	-0,46	
L4-06	0,76	-1,1	0,37	0,74	0,39	-1,84	
L4-07	0,71	0,58	0,27	1,42	0,44	-0,84	
L4-08	-0,01	0,14	-0,67	0,92	0,66	-0,78	
L4-09	0,47	1,27	0,09	1,53	0,38	-0,26	
L4-10	0,04	0,48	-0,49	0,28	0,53	0,2	
L4-11	0,07	0,19	-0,07	1,1	0,14	-0,91	
L4-12	0,15	-1,07	0,24	1,23	-0,09	-2,3	
Tabelle 6	Tabelle 6 Tabelle 7						

Für die Rotation ergibt sich Tabelle 6 und nach Subtraktion der Rotationen Tabelle 7.

#### 3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

#### 3.4.1 Zusammenfassung Gesamtpräzision

Daraus ergibt sich, dass die Endposition der Cages im Mittel 0,42 mm in der frontalen und 0,61 mm in der sagitalen Ebene von ihrer Idealposition abweichen. Für die Translation lässt sich im Weiteren eine maximale Abweichung von 1,61 mm in der sagitalen Ebene und 2,03 mm in der frontalen Ebene erkennen. Für die Rotation lässt sich ein mittlerer Abweichwinkel von 0,58° in der Frontal- und 0,93° in der Sagitalebene zur Idealachse erkennen. Die maximale Rotation zur Idealposition betrug für die Frontalebene 1,89° und für die Sagitalebene 1.88°.



#### 3.4.2 Zusammenfassung Navigationspräzision

Für die Navigationspräzision lassen sich folgende Eckdaten zusammenfassen. Im Mittel lagen die Cages 0,62 mm in der Frontal- und 1,52 mm in der Sagitalebene neben der vom Navigationssystem angegebenen Position, bei maximalen Abweichungen von 1,95 mm (frontal) und 3,22 mm (sagital). Für die Rotationsabweichungen ergibt sich in der Frontalebene eine mittlere Abweichung von 0.59° und von 1,56° in der Sagitalebene, bei einer maximalen Rotationsabweichung von 2,39° in der Frontal- und 3,08° in der Sagitalebene.



#### 4 Diskussion

In der Einleitung wurden unter Punkt 1.6 "Problem und Aufgabenstellung" die folgenden 4 Teilaspekte der Cage-Navigation formuliert

- 1. Reichen die C-Arm Bilder für eine zufriedenstellende intraoperative Bildaquisition und Planung?
- 2. Liefert das "Trauma Modul für lange Röhrenknochen" dem Operierendem ausreichende Informationen, sodass er ohne direkte Sichtkontrolle das Implantat platzieren kann?
- 3. Reicht die durch die 2D-C-Arm-Navigation erreichbare Präzision aus?
- 4. Ist eine Anpassung an andere Implantate ohne die Veränderung des Programms möglich?

Diese Fragen sollen im Folgenden einzeln abgehandelt werden.

Ad 1.

Die für die Implantation eines Cages wichtigen Strukturen der Wirbelsäule sind die Deck- und Bodenplatten der angrenzenden Wirbelkörper, die lateralen Ränder und der ventrale Rand der angrenzenden Wirbelkörper sowie der Verlauf des Wirbelkanals. Sind diese Strukturen erkennbar, ist es prinzipiell möglich, den Cage achsgerecht, zentriert und mit einer möglichst großen Auflagefläche zu positionieren. All diese Strukturen lassen sich in zwei aufeinanderstehenden C-Arm Bildern erkennen. Auch wenn die verwendeten C-Arm Bilder aufgrund der fehlenden Weichteile wesentlich deutlicher abgrenzbare Strukturen zeigen als intraoperativ gewonnene Bilder des Patienten, sind die o.g. Strukturen auch auf diesen sicher bestimmbar.

Die Navigationsplanung ist mit der verwendeten Software auch ohne weitere Modifikationen bequem durch eine nicht steril eingewaschene Person mit der Maus durchführbar. Die Planung durch den Operierenden selbst ist ebenfalls möglich, jedoch müsste dieser das Operationsgebiet verlassen und an dem unsterilen Navigationsturm arbeiten und sich anschließend neu einwaschen. Eine Navigationsplanung mit dem virtuellen Keyboard ist prinzipiell möglich. Aufgrund der ungewohnten Handhabung gegenüber der Maus ist die Akzeptanz jedoch fraglich.

Zusammenfassend ist zu ad 1 zu sagen, dass sich sowohl die Bildqualität der intraoperativen C-Arm-Bilder als auch die intraoperative Bedienbarkeit und Planungsmöglichkeit als ausreichend bewiesen haben.

Ad 2.

Durch das "Trauma Modul für lange Röhrenknochen" wird der Cage als Balken angezeigt. Dieser hat ohne Modifikation der Software nicht den Durchmesser des Cages und gibt auch die Änderung der Länge beim Aufspannen nicht wieder. Beide Informationen haben aber auch eher "kosmetischen" Charakter, da sie für die Positionierung nicht von Bedeutung sind. Da der Balken der Planung und der Balken, welcher den Cage symbolisiert, gleich stark sind, bedeutet Deckungsgleichheit beider Balken, dass der Cage an der erwünschten Position ist. Rotations- und Translationsabweichungen sind gut erkennbar und durch die geringe Latenz zwischen den Bewegungen des referenzierten Cages und der Bilddarstellung gut ausgleichbar.

Auch wenn in unserer Versuchsreihe die Rotation um die Längsachse nicht ausgewertet wurde, zeigt das Trauma Modul die Längsrotation des Implantates je nach Version als Zahlenwert oder Balken an. Hiermit ließen sich auch Cages mit deckplattenwinkeladaptierten Endstücken rotationsachsengerecht implantieren. Hierfür müsste aber eine weitere Versuchsreihe mit modifiziertem Versuchsaufbau durchgeführt werden.

Insgesamt halten wir die vom Navigationsgerät gelieferten Informationen auch ohne Modifikation der Software für mehr als ausreichend.

Ad 3.

Betrachtet man die erreichte Präzision, fallen zunächst zwei Dinge ins Auge:

A) Die Gesamtpräzision ist größer als die Navigationspräzision.

B) Die Abweichungen in der Sagitalebene sind größer als die in der Frontalebene.

Ad A) Wenn man davon ausgeht, dass die Planung der Cage-Position nahezu mit der definierten idealen Cage-Position übereinstimmt und nur minimalen Ungenauigkeiten unterliegt, und die endgültige Cage-Position nur von der Navigation, also der genauen intraoperativen Umsetzung der Planung abhängt, dann müsste es sich umgekehrt verhalten, also müsste die Navigationspräzision größer sein als die Gesamtpräzision. Wenn zum Beispiel der Cage 5° von seiner Sollposition abweicht, wäre das immer noch ein Beweis für die Präzision der Navigation, wenn der Operator zuvor genau 5° von der Planung abgewichen ist.

Die höhere Gesamtpräzision liegt möglicherweise in der Stabilität des Wirbelsäulenmaterials. Beim Aufspannen des Cages richtet sich dieser mit seinen Rändern in einem gewissen Grade parallel zur Deckplatte aus und gelangt so automatisch in eine "bessere" Endposition.

Ad B) Die stärkere Abweichung in der Sagitalebene lässt sich durch einen einfachen Versuch erklären. Erstellt man eine Röntgenaufnahme einer leeren corporekomierten Wirbelsäule und spannt nun einen Cage zwischen den stabilisierten Segmenten auf, verändert sich der Deckplattenwinkel (DPW).

Dies führt zu folgendem Problem. Die Veränderung des DPW ist vom Navigationssystem nicht registrierbar, da sich die DRB nur an einem Wirbelkörper befindet und das System die gesamte versteifte Wirbelsäule als eine Einheit betrachtet.

Um die Situation zu veranschaulichen dient die Abbildung 24, die die Winkelverhältnisse vor dem Aufspannen darstellt: Die Winkel  $\beta$  und  $\gamma$  ergeben zusammen den DPW  $\alpha$ . Spannt man nun den Cage auf, ergibt sich die Situation in Abbildung 25:  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  sind allesamt größer geworden, der Winkel zwischen Cageachse und Idealposition hat sich faktisch nicht geändert. Da das Navigationssystem jedoch nur die Änderung des Winkel  $\beta$ erfasst, gibt es eine neue Idealposition vor (gestrichelt gezeichnet) welche den Operatör dazu verleitet, die Cageposition zum Falschen hin zu korrigieren. Aus dieser Erkenntnis heraus, sollte eine Korrektur der Sagitalebene nach dem Aufspannen unterbleiben, da die relative Cageposition nicht mehr exakt angezeigt werden kann. Dies berücksichtigend ließen sich in der zweiten Versuchsreihe deutlich bessere Ergebnisse erzielen (1,2° gegen 1,8°).



Abbildung 24: Referenzierte WS vor Aufspannung des Cages



Abbildung 25

Die mittlere Abweichung von weniger als 1,5° und weniger als 1,5 mm in der Navigationspräzision stellt eine für die klinische Anwendung ausreichende Präzision dar, zumal die Abweichungen der Gesamtpräzision noch geringer ausfallen (kleiner als 1° und kleiner als 1 mm)

Unsere Ergebnisse und die Einschätzung der klinischen Anwendbarkeit decken sich mit den anderen zur Zeit existierenden Veröffentlichungen zur Navigation an der ventralen Wirbelsäule. Maier at al.<sup>51</sup> gibt für die Abweichung des navigierten Cagebett vom geplanten Bett eine Abweichung von durchschnittlich 0,98 mm (Abweichung einzelner Punkte minimal 0,01 mm und maximal 4,08 mm) an. Assaker et al. ereichte eine Präzision von < 1,6 mm bei seinen Untersuchungen zum Surfacematching an der ventralen Wirbelsäule. In der Studie von Albert et al., bei der Corporectomien am Kadaver navigiert versus konventionell verglichen wurde, wich die Navigationsgruppe maximal 1,48 mm von der Planung ab und war damit besser, jedoch nicht signifikant besser, als die konventionelle Gruppe.

Alle Arbeitsgruppen erachten die von ihnen gemessene Präzision für klinisch ausreichend. Somit ist auch bei unseren Daten davon auszugehen, dass die Präzision für die klinische Anwendung ausreichend ist, wenn auch valide Vergleichsdaten aus der Literatur fehlen.

Ad 4.

Da bei der Cagenavigation die physikalischen Daten des Cages nicht als Voreinstellungen vom System bekannt sind, sondern diese vor jeder Navigation neu mit dem Justierrahmen justiert werden müssen, ist auch eine Modifikation des verwendeten Implantates ohne Änderungen der Navigationssoftware möglich. Hierzu muss lediglich ein auf die Maße des Implantates abgestimmter Justierrahmen angefertigt werden. Somit lässt sich die Technik der Cagenavigation auf jeden expandierbaren Cage anwenden. Bei nicht expandierbaren Implantaten müsste der Justierrahmen insofern geändert werden, dass die Markierungen zur Justierung der Längsachse auf dem Justierrahmen mit der Länge des Implantates übereinstimmen. Dann würde das System auch die exakte Länge des Implantates anzeigen. Ungeklärt sind jedoch noch Fragen der klinischen Umsetzung. So ist die Referenzierung des Patienten, so wie es im Versuchsaufbau gemacht wurde, nur bedingt umsetzbar, da die verwendete Schanzschraube zu kurz wäre, um sie bei den meisten Patienten aus dem Situs herauszuführen. Eine Verlängerung würde jedoch auch mit einem möglichen Präzisionsverlust einhergehen, da jede Abstandsvergrößerung von DRB zum tatsächlichen Objekt die Ungenauigkeiten fördert. Zudem kämen noch die Kräfte, die eventuell an der Austrittsstelle aus dem Körper auf die Schraube wirken hinzu.

Eine Lösung dieser Probleme stellt eventuell die Arbeit von Verheyden et al.<sup>65</sup> dar, die ein gleichzeitiges dorsoventrales Vorgehen vorstellt. Dies würde die dorsale Referenzierung des Wirbelkörpers ermöglichen, welche sich in der Praxis bereits bewährt hat. Ein anderer Ansatz liegt in einer "patientenunabhängigen" Referenzierung am OP-Tisch oder einem Operationsrahmen. Dies scheint im ersten Moment den Grundsätzen der Navigation zu widersprechen, die eine möglichst rigide Verbindung von DRB und Patient fordert, stellt jedoch in diesem Fall eine Alternative dar. Zum einen sind Winkeländerungen des Patienten zum Tisch bei Lagerung in einer Vakuummatratze nur in sehr geringem Maße möglich und die Konsequenzen einer Fehlpositionierung sind sehr gering. Zum andern würden Dejustierungen durch das Aufspannen des Cages nicht mehr ins Gewicht fallen. Somit sollte diese Möglichkeit in einem Kadaverversuch überprüft werden.

Ein weiteres nicht gelöstes Problem besteht in den nicht für die Navigation ausgerichteten Instrumenten. Die in der Versuchsreihe verwendeten Instrumente sind zum Teil herkömmliche chirurgische Instrumente, die nur unbefriedigend an die Bedürfnisse der Navigation angepasst werden konnten. So haben die Scharniere des Cagehalters ein für die Navigation zu großes Spiel und der Griff ist auch in der modifizierten Variante noch zu flexibel. Für die Routinenutzung der Cagenavigation müsste ein neuer Cagehalter mit überarbeitetem Befestigungsmechanismus am Cage entwickelt werden.

Die allgemein diskutierte Reduktion der Strahlenbelastung bei navigierten Operationen gegenüber konventionellen Operationen<sup>66 67</sup> ist auch bei dieser Studie zu verzeichnen. Alle zur Navigation benutzten Bilder wurden durch zwei einzelne C-Arm Einzelbilder erzeugt. Somit ist die Strahlenbelastung für den Patienten und das OP-Personal sicher niedriger als bei der konventionellen Technik, da hier nahezu immer auch kurz unter

Durchleuchtung gearbeitet wird. Da die Strahlenbelastung nicht Gegenstand der Arbeit war, sind diese Überlegungen nicht durch absolute Zahlenwerte belegt. Bei der Planung einer klinischen Studie am Patienten sollten aber aufgrund der gerade genannten Überlegungen die Höhe der Strahlenbelastung und der Vergleich mit konventionellen Operationen mit berücksichtigt werden.

Auch wenn das in der Studie verwendete Medivision Navigationssystem nicht mehr im klinischen Einsatz ist, zeigt die Arbeit das Potential der Cage Navigation unter Verwendung von 2D-C-Arm Bildern. Für den klinischen Einsatz müsste sie natürlich an ein gängiges Navigationssystem, z. B. Brainlab, adaptiert werden.

#### 5 Ausblick

Die Zukunft der 2D-Cagenavigation liegt in meinem Augen in der Kombination mit endoskopischen Operationstechniken.

Zwei bei den endoskopischen Operationstechniken auftretende Schwierigkeiten sind die zweidimensionale Darstellung des Operationsfeldes und die schlechte Übersicht über das OP-Gebiet in Bezug auf die Körperachse des Patienten. Beide lassen sich ideal durch die Technik der Navigation lösen. Zu diesem Ergebnis kam auch die Arbeitsgruppe um Kim et al.<sup>67</sup> die eine Machbarkeitsstudie zur Kombination von Navigation und minimalinvasiven Operationstechniken durchführten. Diese konnte keine signifikanten Unterschiede für Präzision, Operationszeit, Blutverlust oder Gesamtliegedauer (navigiert + minimalinversiv versus nur minimalinvasiv) verzeichnen, wohl aber eine deutlich verminderte Röntgenzeit zu Gunsten der kombinierten OP-Technik.

Ein weiterer Vorteil der Kombination von Navigation und endoskopischem Operieren liegt in den verwendeten Instrumenten. Die bei endoskopischen Operationen verwendeten Instrumente sind in der Regel wesendlich rigider als die herkömmlichen Operationsinstrumente. So bietet z.B. das Oberlisk® System der Firma Ulrich® die idealen Voraussetzungen für die Navigation. Der Halter ist fest am Cage befestigt und erlaubt nahezu keine Bewegungen zwischen Cage und Halter. Auch der Steg des Halters ist im Vergleich zu dem in der Versuchsreihe benutzten Halter sehr viel rigider.

Durch die Cagenavigation wird sich wahrscheinlich, im Gegensatz zu anderen Anwendungen der Navigation, nicht unbedingt die erreichbare Präzision der Implantatlage verbessern, aber schwierige Platzierungen werden deutlich vereinfacht und somit beschleunigt werden. Außerdem ist von einer deutlichen Reduktion der Strahlenbelastung für Patient und OP-Personal auszugehen.

Dass in der Kombination aus navigierten und endoskopischen Verfahren noch ein großes Potential steckt, zeigt sich auch an der Entwicklung eines Moduls zur navigierten endoskopisch gestützten Hinterkantenresektion. Im Gegensatz zu der im vorigen Abschnitt erwähnten Studie arbeitet diese mit dem Brainlabsystem, welches auch in Zusammenfassung

Zukunft für die Cage-Navigation genutzt werden sollte.

#### 6 Zusammenfassung

Instabile Wirbelsäulenverletzungen stellen mit jährlich ca. 5000 bis 6000 Verletzungen in Deutschland ein relevantes Problem dar, zumal jede Fünfte ein irreversibles neurologisches Defizit verursacht.

In der Regel werden diese zunächst von dorsal stabilisiert. In einer zweiten Sitzung wird dann der gebrochene Wirbelkörper corporektomiert und von ventral ein Knochenkeil oder ein Inetrvertebral Cage eingesetzt. Die Versorgung mit Cagen erfolgt immer häufiger mit Hilfe von minimalinvasiven Operationsverfahren. Diese bringen zwar den Vorteil kleinerer Zugänge mit sich, bergen aber die gefahr einer geringeren Übersicht über das OP-Gebiet. Um diesen Nachteil auszugleichen, entstand die Idee, den Cage durch ein Naviagtionssystem unterstützt einzubringen.

Ziel der Studie war zu ermitteln, ob die Präzision der 2D-C-Arm Navigation für eine Anwendung an der ventralen Wirbelsäule ausreicht und dabei ein System zu entwickeln, das eine einfache Anpassung an unterschiedliche Implantate erlaubt.

Unter Verwendung der Trauma Unit zur Versorgung von langen Röhrenknochen der Firma Medivision wurden zwei 2D-C-Arm Röntgenbilder eines dorsal stabilisierten und corporektomierten Wirbelsäulenmodels in das Navigationssytem eingespielt. Anschließend wurde der an seinem Halter mit einer DRB markierte Cage mit Hilfe eines Justierrahmens referenziert, sodass er vom System als Balken in die beiden C-Arm-Bilder projektiert werden konnte.

Danach wurde eine vorher definierte ideale Cageposition in die beiden eingespielten Röntgenbilder eingezeichnet.

Im nächsten Schritt wurden die Cages unter Verwendung des Navigationsmodels und unter Ausschluss einer visuellen Kontrolle in das Wirbelsäulenmodell eingebracht.

Es wurden 2 Serien à 12 Cages eingebracht. Anschließend wurde das Wirbelsäulenmodell mit einem C-Arm geröntgt und die Bilder digitalisiert.

Durch einen computergestützten Vergleich der Naviagtionsplanung und der erzielten Position der Cage konnte eine Gesamtpräzision (Abweichung von der geplanten Position) und eine Navigationspräzision (Abweichung von der durch das Navigationssytem angezeigten Position) ermittelt werden.

Für die Gesamtpräzision ergab sich eine mittlere Abweichung von 0,42 mm in der Frontalebene und von 0,61 mm in der sagitalen Ebene sowie ein Abweichwinkel von 0,58° in der Frontalebene und 0,93° in der Sagitalebene erkennen. Die maximale Abweichung frontal war 2,03 mm und 1,89° sowie in der Sagilaebene 1,61 mm und 1,88°.

Für die Navigationspäzision ergaben sich in der Frontalebene im Mittel Abweichungen von 0,62 mm und 0,59° sowie von 1,52 mm und 1,56° in der Sagitalebene.

Die maximale Abweichung in der Frontalebene betrug 1,95 mm und 2,39° sowie in der Sagitalebene 3,22 mm und 3,08°.

Diese Werte liegen in dem Bereich, den auch die wenigen anderen Studien an der ventralen Wirbelsäule für klinisch ausreichend genau erachten.

Die Umsetzung auf ein moderneres Navigationssystem und die Anwendung in einer klinischen Studie erscheit somit erstrebenswert.

Diese Adaptation sollte gleich auf einen minimalinvasiv implantierbaren Cage erfolgen, da in der Kombination von minimalinvasiven und navigierten Verfahren die Zukunft der Cagenavigation liegt.

USS	Universal Spine System
AO	Arbeitsgruppe Osteosynthese
BWS	Beckenwirbelsäule
LWS	Lendenwirbelsäule
DRB	Dynamic reference base
C-Arm	Mobiles Röntgengerät auch Bildwandler genannt auch Bildwandler oder C-Bogen
BV	siehe C-Arm
СТ	Computertomographie
Iso-C3D	Bildwandler der Firma Simens bei dem Rötgenquelle und Rontgendetektor motorgesteuert, isocentrisch um den Patienten bewegt werden könne. Dardurch kann ein 3D Bild erzeugt werden.
CCD	Charge-coupled Device
LED	Light Emitting Diode (= Leuchtdiode)
C-Bogen	Siehe C-Arm
DPW	Deckplattenwinkel

## 7 Abkürzungsverzeichnis

## 8 Literaturverzeichnis

2 Nicoll EA (1949) Fractures of the dorso-lumbar spine. J. E Joint Surg [Br] 31;376-394

3 Strempel v A (2001) Die Wirbelsäule. Thieme, Stuttgart New York, ISBN: 3-13-1250216

4 Whitesides TE Jr (1977) Traumatic kyphosis of the Thoracolumbar spine. Clin Orthop 128: 78-92

5 Denis F (1983) The tree column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. Spine 8: 817-831

6 McAfee PC, Yuan HA, Fridickson BE, Lubicky JP (1983) The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. J. Bone Joint Surg. [Am.]65: 461

7 Wolter D (1985)Vorschlag für die Einteilung von Wirbelsäulenverletzungen. Unfallchirurg 88: 481

8 Whitesides TE Jr (1977) Traumatic kyphosis of the Thoracolumbar spine. Clin Orthop 128: 78-92

9 Aebi M, Thalgott J S, Webb J K (1998) AO ASIF Prinzipales in Spine Surgery. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Budapest, Hong Kong, London, Milan, Paris, Santa Clara, Singapore, Tokyo: ISBN 3-540-62763-4

10 Muhr G, Tscherne H (1982) Fusionseingriffe an der Wirbelsäule. Unfallheilkunde 85: 310

11 Aebi M (1987) Die operative Behandlung von Wirbelsäulenverltzungen. Fortschritt der Medizin 28: 51-55

12 Böhler L (1935) Wirbelbrüche und Wirbelverrenkungen. Chirurg 7: 444, 447, 562, 643, 715, 759

13 Böhler L (1972) Konservative Behandlung von Brüchen der Brust- und Lendenwirbelsäule. Zeitschrift für Unfallmedizin 65: 100-104

14 Böhler J (1992) Konservative Behandlung der Wirbelsäulenverletzungen gestern und heute. Zeitschrift für Orthopädie 130: 445-446

15 Koneczny O (1972) Für die Behandlung der Wirbelsäulen-Kompressionsfrakturen nach Böhler. Zeitschrift für Unfallmedizin 65: 135-144

<sup>1</sup> Magerl F, Aebi M A comperehensive Classification of thoracic and Lumbar Injuries (1998) AO ASIF Prinzipales in Spine Surgery. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Budapest, Hong Kong, London, Milan, Paris, Santa Clara, Singapore, Tokyo: ISBN 3-540-62763-4. 20-41

16 Resch H, Rabl M Klampfer H, Ritter E, Povacz (2000) Operative vs. Konservative Behandlung von frakturen des thorakolumbalen Übergangs. Unfallchirurg 103: 281-288

17 Mutschler W, Haas N (1999) Praxis der Unfallchirurgie. Thieme, Stuttgart New York ISBN 3-13-101151-3

18 Daniaux H (1986) Transpedikuläre Reposition und Spongioserplastik bei Wirbelkörperbrüchen der unteren Brust- und Lendenwirbelsäule. Unfallchirurg 89: 197-213

19 Eysel P, Rompe JD, Hopf C, Meinig G (1994) Die Bedeutung der Bandscheibe für den Repositionsverlust operativ stabilisierter Frakturen der Rumpfwirbelsäule. Unfallchirurg 97:451-457

20 Feil J, Wörsdörfer O (1992) Ventrale Stabilisierung im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule. Chirurg 63: 856-865

21 Blauth M, Knop C, Bastian L (1998) Brust- und Lendenwirbelsäule. In Tscherne H, Blauth M (Hrsg) Tscherne Unfallchirurgie Wirbelsäule. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio, S 241-312

22 Wittmoser R (1973) Die Retroperitoneoskopie als neue Methode der Lumbalen Sympathikotomie Fortscher Endoskopie 4: 219

23 Olinger A, Hildebrandt U (2000) Endoskopische Wirbelsäulenchirurgie. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 15-17 ISBN: 3-540-66477-7

24 Clarke RH, Horsley V (1906) On a method of investigating the deep ganglia and tracts of the central nervous system (cerebellum). BMJ 2: 1799-1800

25 Bowersox JC, Bucholz, Delp SL, Grönemeyer D, Jolesz FA, Nolte L-P, Stulberg D, Taylor R (1997) Excerpts from the final report fort he Second International Workshop on Robotics and Computer Assisted Medical Interventions. June 23. 1996 Bristol. England. Comput Aided Surg 2: 69-101

26 Nolte LP, Langlotz F (1999) Intraoperative Navigationssyteme. Trauma und Berufskrankheiten 1: 108-115

27 Gallagher P, Martin L, Angel L, Tomassoni G (2007) Initial clinical experience with cardiac resynchronization therapy utilizing a magnetic navigation system. J Cardiovasc Electrophysiol. 2007 Feb;18(2): 174-80.

28 Nolte L P, Ganz R (1999) Computer Assisted Ortopedic Surgery (CAOS). Hogrefe & Huber Publishers ISBN 0-188937-168-7

29 Börner M, Wiesel U, (1999) Einsatz computergestützter Verfahren in der Unfallchirurgie. Trauma und Berufskrankheit 1: 85-90

30 Mirza SK Wiggins GC Kuntz C 4th York JE Bellabarba C Knonodi MA Chapman JR Shaffrey CI. (2003) Accuracy of thoracic vertebral body screw placement using standard fluoroscopy, fluoroscopic image guidance, and computed tomographic image guidance: a cadaver study. Spine 28 (4): 402-413

31 Arand M, Schempf M, Hebold D, Teller S, Kinzel L, Gebhard F (2003) Präzision der navigationsgestützten Chirurgie n Brust- und Lendenwirbelsäule. Unfallchirug 106: 899-906

32 Berlemann U Langlotz F, Nolte LP (1997) Computerassistierte orthopädische Chirurgie (CAOS) Von der Pedikelschraubeninsertion zu weiteren Applikationen. Orthopäde 26: 463-469

33 Skibbe H, Börner M, Lahmer A, Wiesel U (1999) Computerunterstützte Operationen in der Hüftgelenksendoprothethik Trauma und Berufskrankheit. 1:104-107

34 Oberst M, Bertsch C, Würstlin S, Holz U (2003) CT-Analyse der Beinachse nach konventioneller vs. Navigierer Knieendoprothese. Unfallchirurg 106: 941-948

35 Parratte S, Argenson JN, Flecher X, Aubaniac JM. (2007) Computer-assisted surgery for acetabular cup positioning in total hip arthroplasty: comparative prospective randomized study Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 93(3): 238-246

36 Zheng G, Marx A, Langlotz U, Widmer KH, Buttaro M, Nolte LP. (2002) A hybrid CT-free navigation system for total hip arthroplasty. Comput Aided Surg. 7(3): 129-145.

37 Bäthis H, Perlick L, Lüring C, Kalteis T, Grifka J (2003) CT-basierte und CT-freie Navigation in der Knieendoprothetik. Unfallchirurg 106: 935-940

38 Recum von J, Wendl K, Korber J, Wentzensen A, Grützner PA (2003) Die CT-freie bildgesteuerte Pfannennavigation in der klinischen Routine. Unfallchirurg 106: 929-934

39 Stöckle U, König B,Schaser K, Melcher I, Haas NP (2003) CT- und fluoroskopiebasierte Navigation in der Beckenchirurgie. Unfallchirurg 106: 914-920

40 Bastian L, Hüfner T, Mösinger E, Geerling J, Goesling T, Busche M, Kendorf D, Bading S, Rosenthal H, Krettek C (2003) Integration moderner Technologien bei der Therapie von sarkomen des Beckens. Unfallchirurg 106: 956-962

41 Arand M, Schempf M, Kinzl L, Fleiter T, Pless D, Gebhard F (2001) Precision in standardized Iso-C-Arm based navigated boring of the proximal femur. Unfallchirurg 104(12): 1150-1156

42 Ohnsorge JA, Schkommodau E, Wirtz DC, Wildberger JE, Prescher A, Siebert CH (2003) Accuracy of fluoroscopically navigated drilling procedures at the hip. Zeitschrift für Orthop und ihre Grenzgebiete Jan-Feb;141(1): 112-119

43 Kahler DM, Zura RD, Mallik K (2000) Computer guided placement of iliosacral screws compared to standard fluoroscopic technique. In 5th Symposium on CAOS Computer assisted Orthopaedic Surgery, Davos, 2000

44 Hüfner T, Citak M, Tarte S, Gänsslen A, Pohlemann T, Geerling J, Krettek (2003) Navigierte Reposition von Acetabulumquerfrakturen. Unfallchirurg 106: 968-974

45 Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Grützner PA (2003) Iso-C3D-gestützte navigierte ImpIntation von Pedikelschrauben an der BWS und LWS. Unfallchirurg 106: 907-913

46 Gebhard F, Kinzl L, Hartwig E, Arnd M (2003) Navigation von Tumoren und metastasen im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule. Unfallchirurg 106: 949-955

47 Kendoff D, Geerling J, Mahlke L, Citak M, Kfuri M, Hüfner T, Krettek C (2003) Navigierte Iso-C3D-basierte Anbohrung einer osteochondralen Läsion des Talus. Unfallchirurg 106: 963-967

48 Fink C, Rosenberger RE, Bale RJ et al. (2001) Computer assisted retrograde drilling of osteochondral lesions of the talus. Orthopade 30: 59-65

49 Rosenberger RE, Bale RJ, Fink C et al. (2002) Computer assisted drilling of the lower extremity. Technique and indications. Unfallchirurg 105: 353-358

50 Suhm N, Jacob LA, Zuma I, Regazzoni P, Messmer P (2003) Fluroskopiebaserte chirurgische Navigation vs. Mechanisches Zielsystem für perkutane Eingriffe. Unfallchirurg 106: 921-928

51 Maier B, Zheng G, Ploss C, Zhang X, Welle K, Nolte LP, Marzi I (2007) A CT-free, intraoperative planning and navigation system for minimally invasive anterior spinal surgery - an accuracy study. Comput Aided Surg. 12(4): 233-241

52 Zheng G, Maier B, Ploss C, Marzi I, Nolte LP (2006) Computer-assisted, fluoroscopy-based ventral spondylodesis of thoracolumbar fractures. Technol Health Care. 14(2): 109-122

53 Klein GR, Ludwig SC, Vaccaro AR, Rushton SA, Lazar RD, Albert TJ (1999) The efficacy of using an image-guided Kerrison punch in performing an anterior cervical foraminotomy. An anatomic analysis. Spine. 24(13): 1358-1362.

54 Albert TJ, Klein GR, Vaccaro AR (1999) Image-guided anterior cervical corpectomy. A feasibility study. Spine. 24(8): 826-830

55 Assaker R, Cinquin P, Cotten A, Lejeune JP. (2001) Image-guided endoscopic spine surgery: Part I. A feasibility study. Spine 26(15): 1705-1710

56 Assaker R, Reyns N, Pertruzon B, Lejeune JP (2001) Image-guided endoscopic spine surgery: Part II: clinical applications. Spine 6(15): 1711-1718

57 Hüfner T, Geerling J, Oldag G et al. (2003) Accuracy of navigated drillings. J Orthop Trauma

58 Hüfner T, Kufuri M, Kendoff D, Richter M, Geerling J, Krettek (2003) Navigierte osteosysnthese des proximalen Femurs. Unfallchirurg 106: 975-979

59 Schmerber S, Chassat F (2001) Accuracy Evaluation of a CAS System:Laboratory Protocol and Results with 6D Localizers, and Clinical Experiences in Otorhinolaryngology. Computer Aidet Surgery 6: 1-13

60 Nothern Digital Hompage/ technical Specifications: http://www.ndigital.com/optotrak-techspecs.php

61 DiGioia A M, Jaramaz B, Colgan B D. Computer Assisted Ortthopaedic Surgery: Image Guided and Robotic Assistive Technologies. Clinical orthopaedics & related Research 1998; 354:8-16

62 Hofstetter R, Slomczykowski M, Sati M, Nolte L-P (1999) Fluroscopy as an Imaging Means for Computer-Assisted Surgical Navigation. Comput Aided Surg 4: 65-76

63 Informationsmaterial der Firma Ullrich

64 Khodadadyan-Klostermann C, Schaefer J, Schleicher Ph, Pflugmacher R, Eindorf T, Haas NP, Kandziora F (2004) Expandierbare Cages als Wirbelkörperersatz. Chirurg 7: 694-701

65 Verheyden AP, Glasmacher S, Hoelzl A, Josten C (2003) Die simultan dorsoventrale Navigation mit CT-Flouromatching bei der Stabilisierung von thoracolumbalen Wirbelfrakturen in Bauchlage. Vortrag 67. Jahrestagung der DGU http://193.97.204.182/dgooc2003/sheets/ABS00507.htm

66 Gebhard FT, Kraus MD, Schneider E, Liener UC, Kinzl L, Arand M. (2006) Does computerassisted spine surgery reduce intraoperative radiation doses? Spine 31(17): 2024-2028

67 Kim CW, Lee YP, Taylor W, Oygar A, Kim WK. (2008) Use of navigation-assisted fluoroscopy to decrease radiation exposure during minimally invasive spine surgery. Spine 8(4): 584-590

## 8 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Alexander Rüther, an Eides statt, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema "Bildwandlergestützte Navigation von Cages an der Wirbelsäule" selbst verfasst habe und keine anderen Quellen und Hilfsmittel als die angegebenen benutzt habe. Die Arbeit ist ohne die Hilfe Dritter verfasst worden und stellt auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dar.

Berlin den 23.2.2010

Alexander Rüther

## 9 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## 10 Danksagung

Ich bedanke mich bei meinem Betreuer Dr. Benjamin König, der mir bei der Konzeptionierung und unzähligen Einzelproblemen immer wieder eine große Hilfe war.

Bei meinem Vater und meinem Stiefvater für die wiederholten Korrekturen der geschriebenen Arbeit.

Und bei meinen Freunden und meiner Freundin für ihre stete Geduld.