

Universitätsklinikum Ulm

Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie

Leiter: Prof. Dr. med. F. Gebhard

**Präzisionsanalysen von C-Arm navigierten  
Bohrungen am proximalen Femur**

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der  
Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Michael Schempf

Ulm

2008

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Markus Arand

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Klaus Huch

Tag der Promotion: 25.04.2008

Gudrun und Horst

# INHALTSVERZEICHNIS

INHALTSVERZEICHNIS .....	1
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....	3
1. EINLEITUNG .....	4
1.1 Bildwandlertechnik .....	4
1.2 Stereotaxie .....	5
1.3 Freihandnavigation CT-basiert .....	5
1.4 Freihandnavigation C-Arm basiert .....	6
2. MATERIAL und METHODEN .....	8
2.1 Dynamische Hüftschrauben .....	8
2.2 In Vitro-Präzisionsmodell .....	9
2.3 Anordnung des Bohrvorgangs .....	10
2.4 Visualisierung .....	13
2.5 SurgiGATE Navigationssystem .....	14
2.6 Computertomographie .....	16
2.7 Auswertung der Dynamischen Hüftschrauben .....	19
2.8 Konventionelle Bohrung .....	20
2.9 C-Arm navigierte Bohrung .....	20
2.10 Bestimmung der Genauigkeit .....	24
2.11 Koordinatenberechnung .....	26
2.12 Visuelle Überprüfung .....	30
2.13 Statistik .....	31
2.13.1 Korrelation zwischen Bohrkanal und Kugelmittelpunkt .....	31
2.13.2 Genauigkeit der Bohrung .....	32
2.13.3 Richtung der Zielabweichung .....	32

3. ERGEBNISSE .....	33
3.1 Ergebnisse zur Dynamischen Hüftschraube .....	33
3.2 Auswertung der Femurpräparate .....	34
3.3 Bohrkanallänge .....	35
3.3.1 Manuelle Bohrung .....	35
3.3.2 C-Arm navigierte Bohrung .....	35
3.4 Zusammenhang zwischen Bohrkanallänge und Zielpunkt-Abweichung .....	35
3.5 Genauigkeit der Bohrung .....	37
3.5.1 Konventionelle Bohrung .....	37
3.5.2 C-Arm navigierte Bohrung .....	38
3.6 Richtung der Zielabweichung .....	40
3.6.1 Konventionelle Bohrung .....	40
3.6.2 C- Bogen navigierte Bohrung .....	41
4. DISKUSSION .....	45
4.1 Ungenauigkeiten bei der konventionellen Bohrung .....	46
4.2 C-Arm-Navigation am proximalen Femur .....	48
4.3 Diskussion des vorgestellten Bohrexperimentes .....	49
4.3.1 Beurteilung der Genauigkeit der Bohrungen .....	50
4.3.2 Beurteilung des Zusammenhangs der Bohrkanallänge und der Zielpunktabweichung .....	54
4.3.3 Beurteilung der Richtung der Zielabweichung .....	55
5. ZUSAMMENFASSUNG .....	57
6. LITERATURVERZEICHNIS .....	59
DANKSAGUNG .....	73

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

a.p.	anterior/posterior
bzw.	beziehungsweise
CAS	Computer Assisted Surgery
CCD	Charge Coupled Device
CT	Computer Tomograph
DHS	Dynamische Hüftschraube
DRB	Dynamische Referenzierungsbasis
et al.	und andere
kV	Kilovolt
Lig.	Ligamentum
mAs	Milliamperesekunden
MHz	Megahertz
mm	Millimeter
sog.	Sogenannte
s. S.	siehe Seite
TFT	Thin-Film-Transistor
vs.	versus

## 1. EINLEITUNG

In der Unfallchirurgie und Orthopädie ist eine zunehmende Genauigkeit bei der Frakturpositionierung mit anschließender Osteosynthese oder Tumorentfernung gewünscht (6,40). Durch die Verwendung von intraoperativer Durchleuchtung mittels C-Arm-Röntgengeräte konnten pathologische Organveränderungen, Positionen von Organen (z.B. ableitende Hohlorgane wie Gallengänge) oder Implantaten (z.B. Osteosynthesematerial) oder andere Hilfsgeräte (z.B. Führungsdrähte, Dilatationsballons) geortet werden (23). Allerdings wurde mit diesen Ortungstechniken in der Vergangenheit über wiederholte Fehllagen von Implantaten v.a. im Bereich Hüftkopfes (86,123,125), des Beckens (1,68,85) oder der Wirbelsäule (bis zu 40%) (14,33,58,116,118,126) berichtet. Durch Positionsabweichungen, z.B. an der Wirbelsäule, kann es zu Perforationen in den Spinalkanal mit Verletzung der Nervenwurzeln, sowie vaskulären, pleuralen oder visceralen Strukturen kommen (29,33,76,78).

Speziell im Hüftkopfbereich wurde von Kirschnerdraht-Deplazierungen (17,79) u.a. mit Läsionen der Beckeneingeweide mit z.T. letalem Ausgang berichtet (80,104). Auch bei der Rekonstruktion von Gelenkflächen, zur Reposition dislozierter Frakturfragmente und in der Platzierung von Osteosynthesematerial oder in der Prothetik bestand der stetige Drang die Genauigkeit zu erhöhen, um eine vorteilhafte Biomechanik und Stabilität zu erreichen (3,14,23,29,50,110).

### 1.1 Bildwandlertechnik

Die Positionierung von Bohrungen oder Implantaten konnte in den vergangenen Jahrzehnten nur durch einen Bildwandler kontrolliert und beurteilt werden (45,53). Hierbei entsteht ein 2-dimensionales Bild, das nur in einer Röntgenebene angefertigt werden kann. Eine weitere Ebene setzt eine Positionsänderung des C-Arms voraus (37). Dies erfordert ein gutes räumliches Vorstellungsvermögen und eine ausreichende Erfahrung des Operateurs, um anhand von meist 2 orthograd aufeinander stehenden Bildern ein korrektes Einbringen eines Implantates zu garantieren, das zusätzlich durch komplexe Anatomie und Abbildungsschwierigkeiten (z.B. im Hüftkopfbereich) erschwert wird (89). Die

Effizienz und Genauigkeit sind durch steigende Strahlenbelastung, Sterilitätsprobleme, wiederholtes Umschwenken des C-Armes, zeitlichen und ergonomischen Aufwand im OP limitiert (55).

## **1.2 Stereotaxie**

Schon Anfang des letzten Jahrhunderts wurde (1906) von Clarke und Horsley (20) bei Zielweisungen in der pathologischen Präparation der Ganglienkerne die Gesetzmäßigkeiten der Stereotaxie angewandt. Allerdings dauerte es weitere 70 Jahre bis die mechanische Rahmenführung der Stereotaxie in der Neurochirurgie wieder aufgegriffen wurde (41,62). Seit der Einführung der CT-Schnittbildverfahren (49) kann eine hohe Auflösung des Bildmaterials erreicht werden, womit man die Möglichkeit der Darstellung eines dreidimensionalen Bildes einer Zielstruktur hat. Die Technik der rahmengeführten Stereotaxie war neurochirurgisch am Schädel gut einzusetzen, da ein kleines Zielgebiet detektiert wurde und die Voraussetzung der Fixierung des Kopfes durch Rahmenkonstruktionen gewährleistet werden konnte. Durch diese Zielweisung konnte eine Erhöhung der Genauigkeit verifiziert werden (4,44,81).

## **1.3 Freihandnavigation CT-basiert**

Durch die Entwicklung leistungsfähigerer Computer und genauerer Ortungssysteme von chirurgischen Instrumenten konnte die mechanische Stereotaxie verlassen werden (63,96). Es wurde die Freihandnavigation auf optoelektronischer Basis eingeführt (2,5,61,67,77). Grundlage zunächst war die Erhebung eines präoperativen CT-Datensatzes (108,117). Daraufhin wurde eine neue Technik entwickelt, die das Einbringen von Implantaten mittels Computerunterstützung ermöglichte. (**C**omputer **A**ssisted **S**urgery, CAS). Auch hier wurden die ersten Erfahrungen in der Neurochirurgie gesammelt (108). Die Genauigkeit der Navigation wurde dabei allerdings durch intrakranielle Massenverschiebungen, z.B. durch Zusammensinken des Restgewebes im Gehirn nach Tumorresektion (sog. Brainshift) negativ beeinflusst, was die

Anwendung dieser Methode limitierte (43). Trotzdem konnte eine radikalere, intrakranielle Tumorentfernung im Gegensatz zur konventionellen Methode nachgewiesen werden (122). Ein Nachteil dieser Form der Zielweisung war der obligate intraoperative Abgleich (« Matching », « Referenzierung ») des Operationssitus mit dem virtuellen Bild des präoperativen, dreidimensionalen CT-Datensatzes (31), bei dem die Lage von sogenannten „Landmarken“ am navigierten Knochen an anatomisch markanten Knochenarealen festzulegen war. Hierbei mussten zur Detektion von der Kamera sogenannte „Landmarken“, z.B. durch Aufkleben auf der Haut des Schädels (10,35) oder durch Einschrauben in den Knochen (38,120) angebracht werden.

Anfang der 90-er Jahre des letzten Jahrhunderts wurde in der Unfallchirurgie und Orthopädie die CT-basierte Navigation zur Stabilisierung von Wirbelkörpern mittels Pedikelschrauben genutzt. Hierzu wurden einige experimentelle (7,19,61,64,75,82,95), sowie klinische Studien (5,67,75,100,101,103), publiziert, die eine höhere Genauigkeit der Schraubenplatzierung belegten. Es wird hier eine Genauigkeit von 1,5 – 2 mm in der Literatur angegeben (3,112).

Die navigierte Hüft- und Kniearthroplastie wurden in den folgenden Jahren eingeführt (16,18,22,68).

### 1.4 Freihandnavigation C-Arm basiert

Der hohe technische Aufwand und die durch potentiellen Genauigkeitsverlust gekennzeichnete Referenzierung der CT-basierten Navigation (120) hat die Nutzung der ohnehin in den Operationssälen benützten mobilen C-Arm-Röntgengeräte für die Navigation prädestiniert (69,91). Verschiedenen Berichten zufolge (46,83), hat die bildwandlergestützte Navigation bei den Operateuren eine hohe Akzeptanz, weil sie an den visuellen Informationsgehalt der Röntgenbilder gewöhnt sind. Das erste bildwandlerbasierte Navigationsmodul SurgiGATE wurde Ende der 90er Jahre von der Firma Medivision, Oberdorf, Schweiz vorgestellt (51,106). Es wurden in Vitro Genauigkeitsstudien anhand distaler Verriegelungen intramedullärer, femoraler Implantate (46,105) und anhand transpedikulärer, humaner Wirbelknochen (27,48,83,93) durchgeführt, die eine „ausreichende“ Genauigkeit zeigten. Weitere Applikationsmöglichkeiten wurden in der

Implantation von Schenkelhalsschrauben (105) und der Marknagelosteosynthese langer Röhrenknochen (30) gesehen.

Da es mit der Standardtechnik der konventionellen Bildwandlerkontrolle immer wieder zu Fehllagen von Implantaten kommt, wurden in dieser vorgelegten Arbeit Messungen zur Genauigkeit mit der konventionellen Freihandbohrung versus C-Arm-Navigation durchgeführt. Hierbei wurde am Beispiel der Implantation einer Dynamischen Hüftschraube die Praktikabilität und Genauigkeit der Navigation im Bereich des proximalen Femurs untersucht.

### Fragestellung:

1. Mit welcher Genauigkeit ist ein Zielpunkt im Zentrum eines Femurkopfes durch Bildwandlerkontrolle konventionell anzupeilen?
2. Kann die Genauigkeit mit C-Arm Navigation gesteigert werden?
3. Welche Störgrößen setzen die Genauigkeit der bildwandlergestützten Navigation herab und ist somit dieses System in der Hüftkopfregion geeignet?

## 2. MATERIAL und METHODEN

### 2.1 Dynamische Hüftschrauben

Zur Darstellung von Implantatfehlagen und um einen Bezug der klinischen Relevanz der Genauigkeit herzustellen, wurde eine Auswertung von Platzierungen dynamischer Hüftschrauben im Femurkopf von postoperativ erstellten, konventionellen Röntgenbildern vorangestellt. Die Implantation der DHS wurde hierbei mit der herkömmlichen zweidimensionalen Bildwandlertechnik durchgeführt. Es wurden zufällig 18 Patienten, der Universität Ulm mit der Diagnose „perthrochanterer Femurfraktur bzw. medialer Schenkelhalsfraktur“ ausgewählt. Die Aufnahmen wurden im a.p.-Strahlengang und in der Projektion nach Lauenstein angefertigt (Abbildung 1).



## 2.2 In Vitro-Präzisionsmodell

Für die konventionellen und C-Arm-navigierten Bohrungen wurden jeweils 9 proximale Kunststoffemura (Synbone® AG, Malans, Schweiz) verwendet. Die Materialeigenschaften dieser Präparate sind mit denen eines humanen Knochens vergleichbar. Sie sind mit einer zentralen Struktur aus Polyethanschaum und einer Kortikalis vergleichbaren Lamelle aus glasfaserverstärktem Epoxydharz aufgebaut (Abbildung 2).



Das Ziel der vorliegenden, experimentellen Arbeit war es, unter standardisierten Bedingungen eine möglichst präzise 3,2 mm  $\varnothing$  Bohrung auf das Zentrum einer 4 mm  $\varnothing$  Stahlkugel auszurichten.

Die Kugel wurde zentral im Hüftkopf so angeordnet, dass ein klinisches relevantes Ziel simuliert wurde. Die Bohrung sollte der Positionierung einer Dynamischen Hüftschraube entsprechen (Abbildung 3).

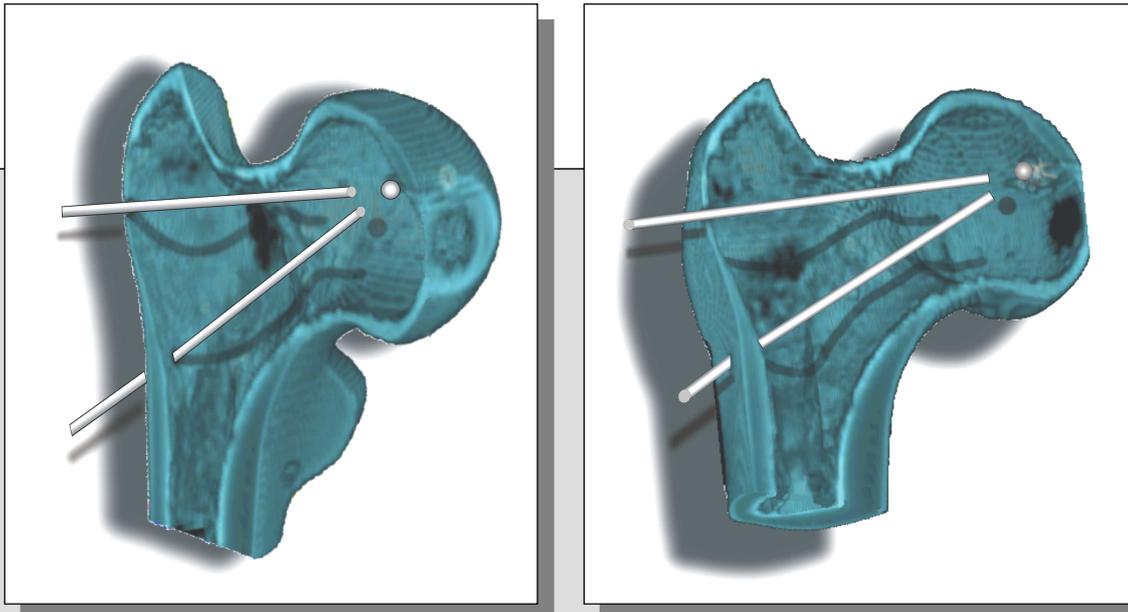


Abbildung 3: Prinzip der Bohrung mit 100°- und 135°-Bohrkanal und Zielkugellage

Die Insertionsstelle des Lig. capitis femoris wurde mit einem 4-mm Bohrer ca. 10 mm tief angebohrt. Die Kugeln wurden jeweils in den Bohrkanal implantiert und dieser mit einem Zweikomponentenepoxidharzkleber (UHU plus, Endfest 200 ®) verschlossen (siehe Abbildung 2 rechtes Bild).

### 2.3 Anordnung des Bohrvorgangs

Die Zielbohrungen wurden in zwei unterschiedlichen Techniken ausgeführt:

1. **Konventionellen Bohrung: Ohne Navigation unter kontinuierlicher Durchleuchtung mit dem Bildwandler in Freihandführung der Bohrmaschine.**

Die Femura wurden in eine Halterung eingespannt (s.S. 12 und 21), so dass der C-Arm des Bildwandlers durchgeschwenkt werden konnte, um eine seitliche und a.p.-Aufnahme von den Kunststoffpräparaten zu ermöglichen. Um gleiche

Bedingungen der Zieltechniken zu erreichen, wurde für alle Experimente dieselbe akkubetriebene Bohrmaschine (Kolibri® Synthes, Oberndorf, Schweiz) verwendet, die während der Bohrung immer mit maximaler Umdrehung betrieben wurde.

Bei allen Bohrungen kam ein 3,2 mm CAS-Bohrer zum Einsatz. Dieser war im proximalen Schaftteil auf 6 mm verstärkt, um Verbiegungen des Bohrers zu reduzieren. Weiterhin war der Bohrer mit einer Zentrierspitze versehen, damit ein Abweichen des Bohrers während des Bohrvorganges oder beim Aufsetzen des Bohrers auf der Oberfläche des Knochens verhindert wurde. Um konstante Bohrbedingungen zu erhalten wurde der Bohrer in kürzester Länge im Bohrfutter am Anfang des Experiments eingespannt und danach nicht mehr verändert (Abbildung 4).



**Abbildung 4:** CAS-Bohrer (links) und Akkubohrmaschine „Kolibri“ (rechts). (CAS = Computer Assisted Surgery)

## **2. C-Arm-Bohrung: Flouroskopisch, navigationsgestützte Bohrung in einem Bohrständler.**

Für die C-Arm-Navigation wurde ein Industrie-Bohrständler verwendet und den Bedürfnissen des Experiments angepasst. Der Versuchsaufbau mit dem Bohrständler hatte zum Ziel, die Einflüsse die durch den Untersucher bei der „Freihandnavigation“ entstehen zu minimieren, bzw. zu eliminieren.

Hierzu wurde oberhalb des Bohrfutters der Bohrmaschine eine Halterung angebracht, welche die Aufnahme der navigierbaren Bohrmaschine ermöglichte. Die navigierbare Kolibri-Bohrmaschine wurde am statischen Teil ihres Bohrfutters

fest mit dieser Halterung des Bohrständers verbunden. Dabei wurde ein Vorschub des Bohrers in dessen Achse exakt gewährleistet. Die seitlichen Toleranzen des Bohrers in dieser Anordnung lagen hierbei unter 0,1 mm.

Der Bohrweg war durch die Vorschubbegrenzung der Industriemaschine auf maximal 65 mm begrenzt.

Die Femurpräparate wurden in einer speziell angefertigten Halterung am Bohrständer fixiert. Diese Aufnahmevorrichtung war mit einem Kugelgelenk ausgestattet, so dass die Präparate in dreidimensionaler Richtung zur Bohrachse frei eingestellt und durch eine Einstellschraube fest fixiert werden konnten (Abbildung 5).



**Abbildung 5:** Komplettierte Bohrvorrichtung (links), Detail der Aufnahmevorrichtung für die „Kolibri“-Bohrmaschine (rechts oben), Halterung mit Kugelkopfarretierung für Kunststoffknochen (rechts unten)

## 2.4 Visualisierung

Zur Akquisition der Bilddaten wurde ein C-Arm-Röntgengerät verwendet. Hierbei werden die von der Kathode austretenden Röntgenstrahlen der Röntgenröhre in Richtung des Detektors gestrahlt. Dort ist eine Transferschicht eingebracht in der im sichtbaren Lichtbereich abhängig von der Durchlässigkeit der zwischengeschalteten Strukturen kleine Lichtblitze erzeugt werden. Diese wandeln sich ortsabhängig in elektrische Ströme um, die durch einen elektronischen Bildverstärker im Rahmen eines zweidimensionalen Bildes auf einen Monitor projiziert werden.

Mit einem C-Arm-Röntgengerät besteht die Möglichkeit, die Projektionsänderung des Strahlenganges mit Veränderung der Stellung des C-Arms vorzunehmen. Bei dem hier verwendeten Röntgengerät handelt es sich um einen isozentrischen C-Arm (Iso-C-Arm®, Siemens AG, Erlangen), der sich beim Durchschwenken um ein Iso-Zentrum, d.h. um einen Punkt dreht (Abbildung 6).



**Abbildung 6:** Fahrbarer ISO-C-Arm (links), Röntgendetektor mit leuchtdiodenbesetztes Schild (rechts)

Mechanische Deformierungen konnten bei dieser neu entwickelten Konstruktion durch Verstärkungen des C-Arms reduziert werden.

Dieser C-Arm wurde sowohl für die konventionellen, wie auch für die navigierten Bohrversuche benutzt. Bei den konventionellen Bohrungen wurde er wie ein herkömmlicher C-Arm verwendet, mit zwei orthogonal aufeinander stehenden Röntgenbilder vom Femur.

Für die Navigation ist der Iso-C-Arm mit einem an der Röntgenröhre angebrachten Infrarotdioden besetzten Schild ausgerüstet. Dies ist Voraussetzung, dass die Lage des C-Armes im Raum vom Navigationssystem erkannt wird. Außerdem wurde dem Röntgendetektor ein spezielles Raster zur Kalibration des C-Arms zwischengeschaltet. Mit diesem Kalibrationsraster, das mit symmetrisch angeordneten Kreuzen im Abstand von  $13 \times 13$  mm sog. „Grid“ ausgestattet ist, können Bildverzerrungen mathematisch vermindert werden.

## **2.5 SurgiGATE Navigationssystem**

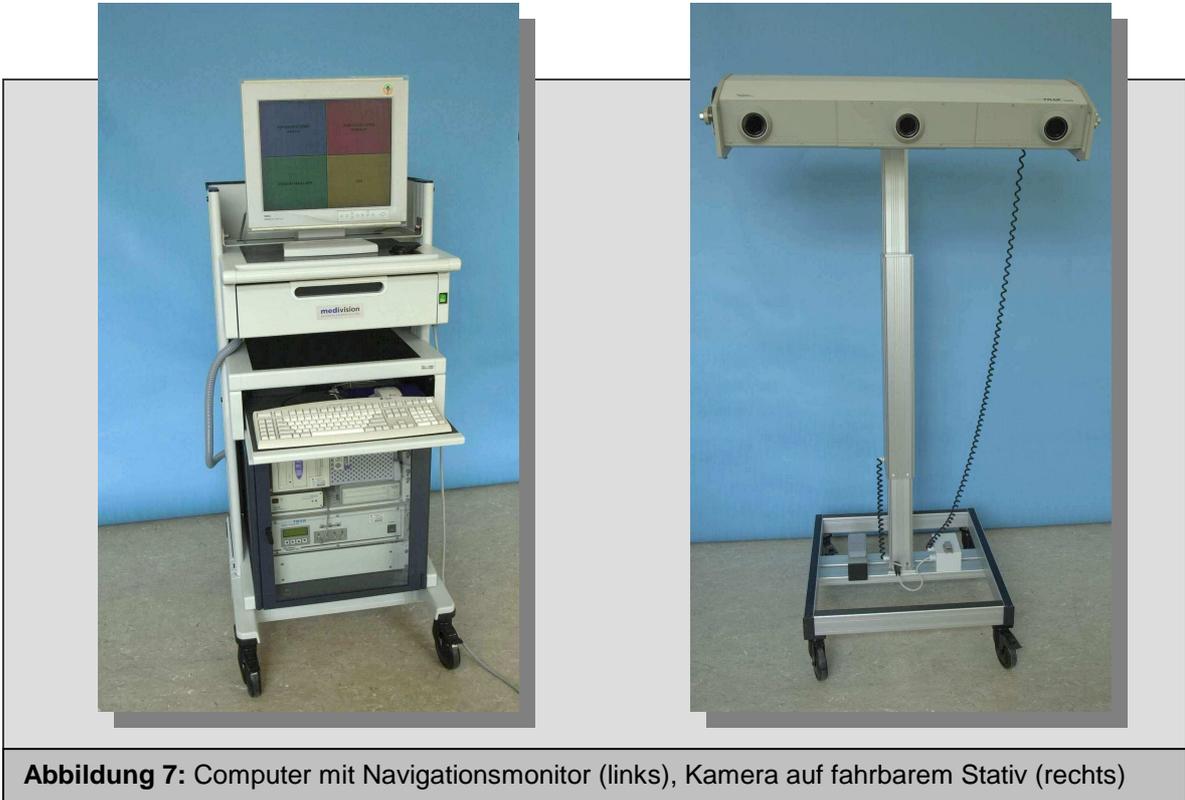
Es wurde das Navigationssystem SurgiGATE® ( Medivison AG Oberdorf, Schweiz) für die experimentellen, C-Arm-navigierten Untersuchungen benutzt. Das System wurde am M.E. Müller Institut in Bern entwickelt und wird seit 1996 eingesetzt. Verschiedene Module lassen unterschiedliche Nutzungen zu, die sich durch Instrumente und Software unterscheiden.

Computer, Navigator, Verteilerbox (Verbindung mit Computer, Kamera, Instrumente, Fußschalter), Fußastenschalter (Bestätigung von Befehlen in der Software) und Instrumente sind die einzelnen Komponenten. Am OP-Tisch kann über ein steriles, virtuelles Keyboard mit dem Computer interagiert werden.

Der Computer besteht aus einer Sun Ultra (Sun Microsystems, Mountainview, CA, USA) mit einer Taktfrequenz von 300 MHz und einem Arbeitsspeicher von 256 Megabytes. Zur Visualisierung steht ein 20" TFT-Bildschirm zur Verfügung.

Um alle Instrumente zu navigieren, benötigt man eine Kamera (Optotrak 3020, Northern Digital, Waterloo, ONT, CAN). Diese ist an einer höhenverstellbaren Säule auf einem mobilen Rollwagen befestigt. Die Kamera kann variabel in ihrer

Neigung eingestellt werden. Als Empfänger arbeitet sie auf Infrarotbasis durch drei linear geschaltete CCD-Sensoren. Mit einer Genauigkeit von 0,15 mm kann sie die Instrumente im Abstand von 1800 bis 2500 mm orten (Abbildung 7).



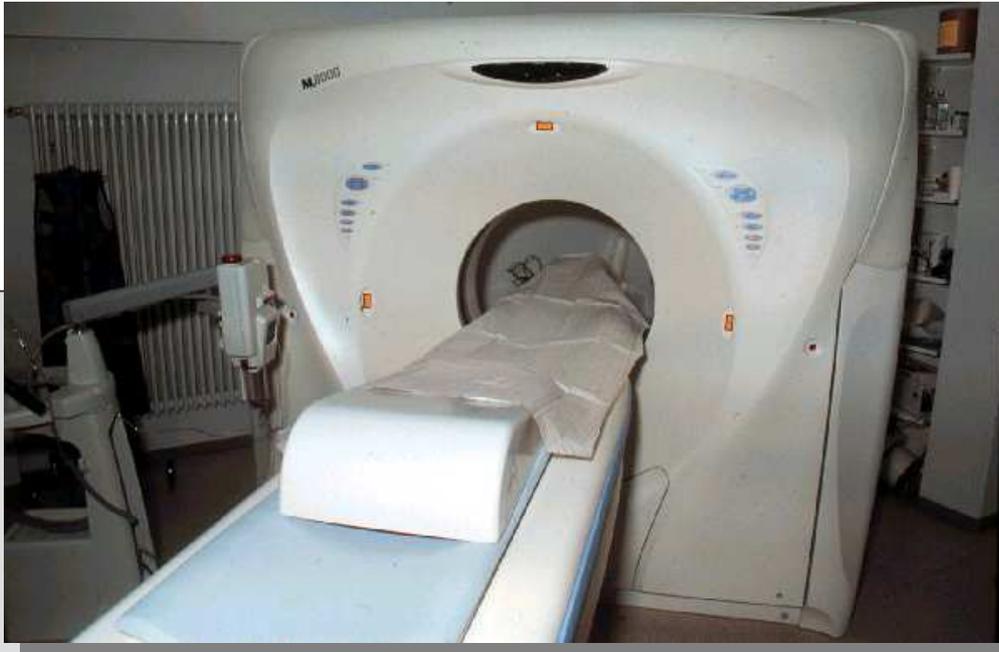
**Abbildung 7:** Computer mit Navigationsmonitor (links), Kamera auf fahrbarem Stativ (rechts)

Die Kamera des Navigationssystems hat während der Bilderstellung die Lage der einzelnen Komponenten im Raum simultan zu erfassen, um die C-Arm-Bilder zur Navigation nutzen zu können. Die flexiblen Instrumente sind zur Erkennung durch die Kamera mit einem sogenannten Starrkörper („rigid body“) mit jeweils 4 Infrarotmarkern ausgerüstet. Diese senden eine instrumentenspezifische Frequenz aus, mit der die räumliche Verfolgung der Komponenten erfolgt. Weiterhin benötigt man eine Gravitationsbasis zur Bilderfassung um die Senkrechte und damit die Ausrichtung des C-Arms im Raum definieren zu können. An den Femur-Präparaten ist die dynamische Referenzierungsbasis an einer im Kunststoffknochen fixierten Schraube anzubringen, damit eine Lageveränderung des Zielobjekts von der Kamera detektiert werden kann. Die Kolibri-Bohrmaschine

mit dem eingespannten Bohrer wurde hierzu noch am Keyboard auf Lage und Länge der Bohreinheit einjustiert, damit das System auf die Spitze des Bohrers kalibriert wurde.

## **2.6 Computertomographie**

Zur Auswertung der fertig gebohrten Präparate kam ein CT mit Vierspulen-Detektor (MX 8000®, Marconi Medical Systems, Hofheim-Wallau, Deutschland) zum Einsatz (Abbildung 8).

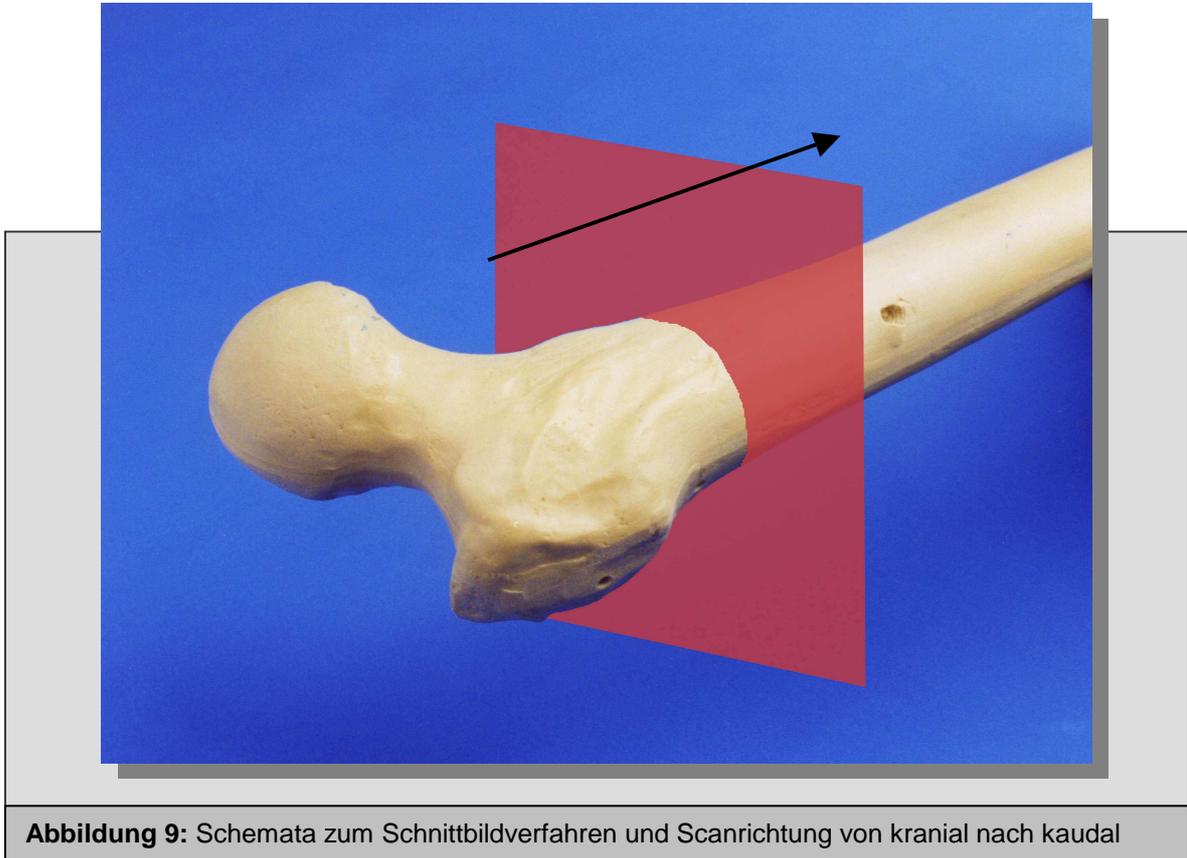


**Abbildung 8:** Computertomograph

Bei diesem Verfahren handelt es sich um ein dreidimensionales Röntgenverfahren, wobei die Röntgenquelle und ein gegenüber angebrachter linearer Detektor auf einer Spiralbahn (Spiral-CT) um den Röntgentisch rotiert. Aus den unterschiedlichen Dichtewerten wird ein zweidimensionales Röntgenbild berechnet, die sogenannte „Schicht“. Um die dritte Dimension des Röntgenbildes

## Präzisionsanalysen von C-Arm navigierten Bohrungen am proximalen Femur

zu erhalten, wird der Tisch mit kontinuierlichem Vorschub durch die kreisende Röntgenröhre geschoben und damit eine beliebige Anzahl von Schichten erzeugt. Die Femura lagen längs zur Vorschubrichtung des CT-Tisches und wurden somit axial von kranial nach kaudal gescannt (Abbildung 9).



Die Einstellparameter des CT's wurden in Tabelle 1 aufgeführt.

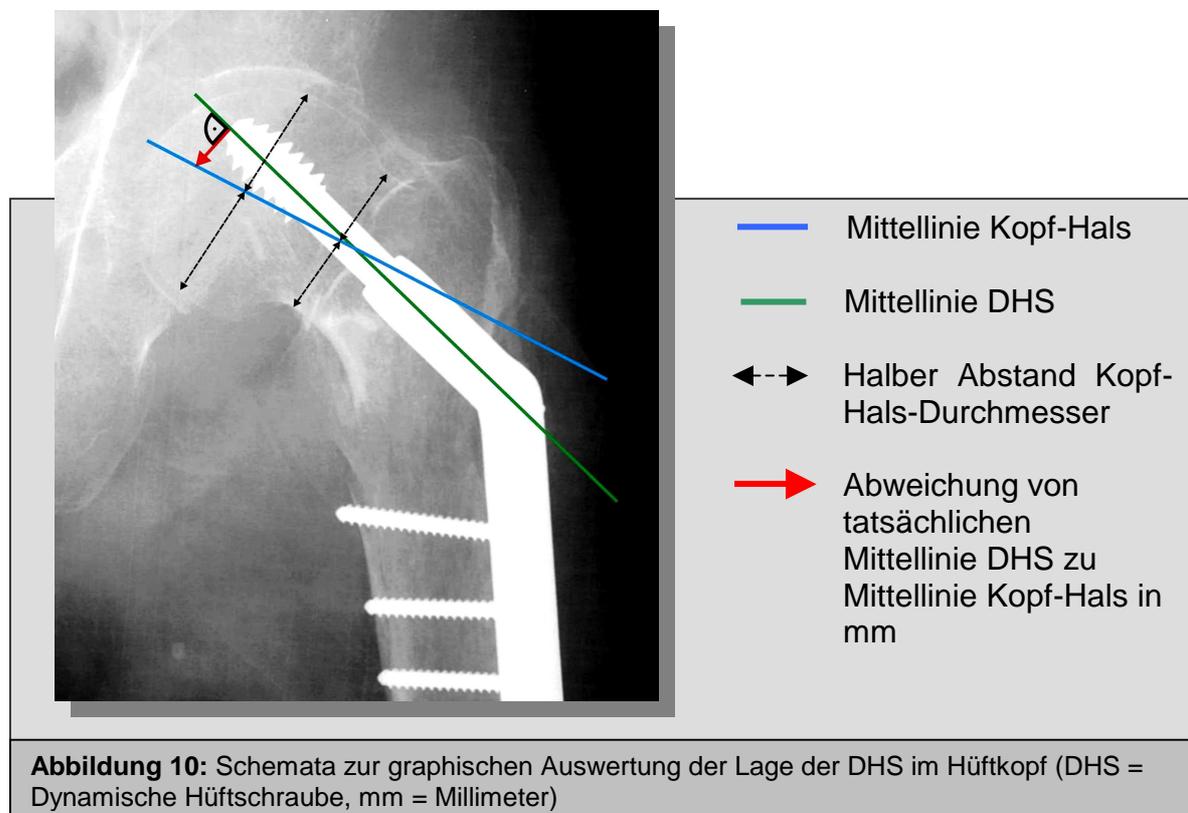
**Tabelle 1:** Einstellungen und Parameter des Computertomographen

<b>CT-Parameter:</b>	<b>Scanprotokoll:</b>
Fenster	180 mm
Schichtdicke	0,6 mm
Increment (Schichtabstand)	0,6 mm
Röhrenspannung	90 kV
Röhrenstrom	50 mAs
Pitch (relativer Tischvorschub)	0,875
Ortstreue in x- und y-Richtung	0,45 mm
Ortstreue in z-Richtung	0,6 mm

## 2.7 Auswertung der Dynamischen Hüftschrauben

Bei der geometrischen Auswertung wurde das Zentrum des Hüftkopfes und am proximalen Schenkelhals durch den Mittelpunkt zwischen den äußeren Begrenzungen der Kortikalis des Knochens ermittelt. Durch Verbinden dieser beiden Punkte erhielt man die Schenkelhalsachse, die zur Lagebeurteilung einer Hüftschraube aussagekräftig ist.

Die zweite Linie wurde genau in der Längsachse der Hüftschraube eingezeichnet. Somit entstanden zwei in einem bestimmten Winkel zueinander stehende Linien (Abbildung 10). Die Abweichung der Hüftschraube von der optimalen Lage im Hüftkopf wurde an der Spitze der DHS im rechten Winkel zur Referenzgeraden im Schenkelhals in mm-Maßeinheit ermittelt. Im optimalen Fall überdeckten sich die Linien in beiden Darstellungen. Die Auswertung erfolgte in tangentialer, sowie in a.p.-Projektion in gleicher Weise.

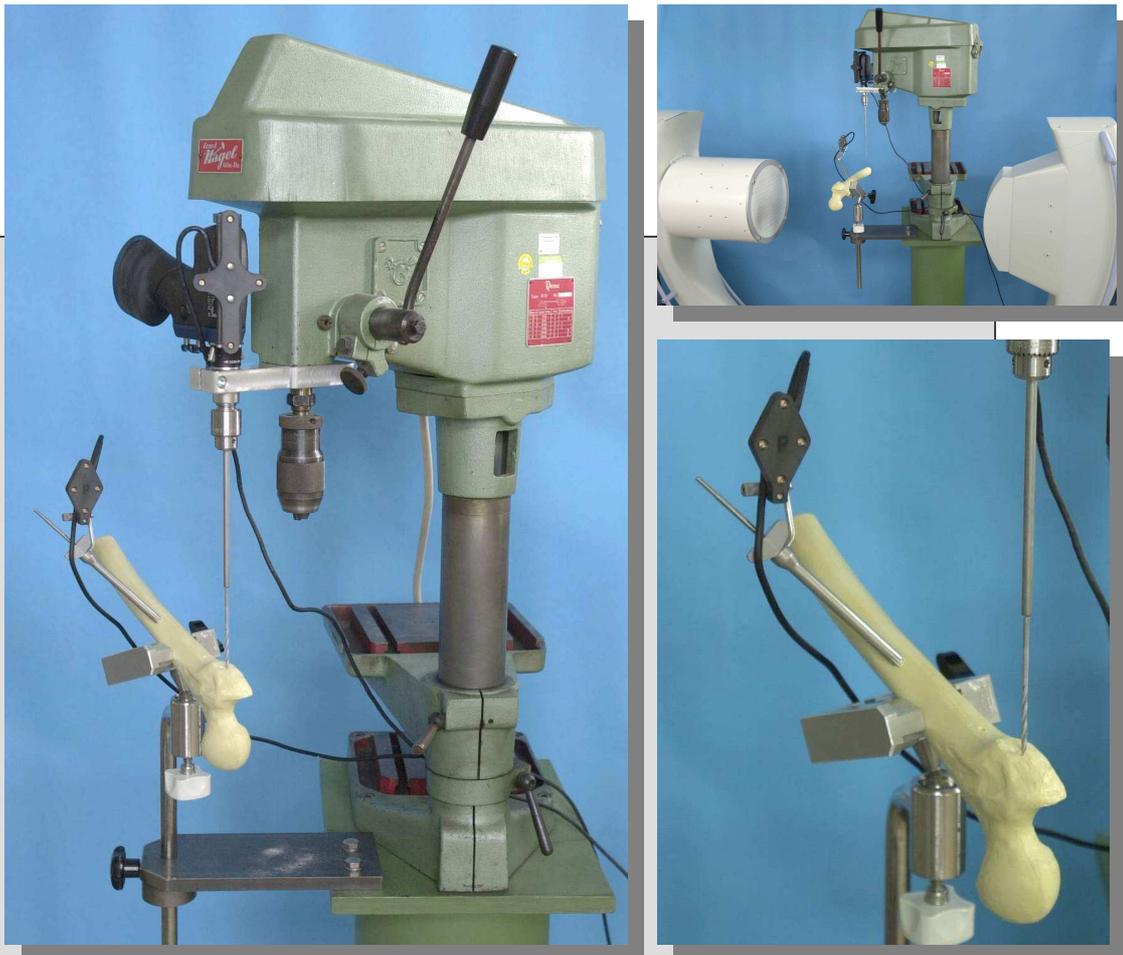


## 2.8 Konventionelle Bohrung

Es wurden zwei Bohrungen auf die Zielkugel am proximalen Femur ausgerichtet. Der 1. Bohrkanal wurde im  $135^\circ$  und der 2. Bohrkanal im  $100^\circ$  Winkel zur Schaftachse angelegt. Die Bohrmaschine wurde mit der Zentrierspitze des Bohrers auf die Kortikalis aufgesetzt. Danach wurde eine a.p.-Röntgenaufnahme angefertigt um die Bohrmaschine auf den Kugelmittelpunkt zu zentrieren. Anschließend erfolgte unter unveränderter Position der Bohrmaschine in der Frontalebene die Schwenkung des C-Arms in die Transversalebene. Nachfolgend wurde unter Vorschub und maximaler Umdrehung des Bohrers die Kortikalis des Kunststoffknochens durchbohrt und der Bohrvorgang bis auf die Zielkugel unter kontinuierlicher Durchleuchtungskontrolle fortgesetzt. Die Länge des Bohrwegs wurde bis zur Schaftbegrenzung des Bohrers voll ausgenutzt. Durch die ständige Lagekontrolle des Bohrkanals in beiden Ebenen mit kontinuierlichen Röntgen konnte jeder Bohrkanal auf die Stahlkugel zugeführt werden.

## 2.9 C-Arm navigierte Bohrung

Auch hier wurden dieselben Bohrungen entsprechend der konventionellen Technik durchgeführt. Vor der Bohrung wurde die Referenzierungsbasis 50 mm unterhalb des Trochanter minor fixiert und das Femur in die Halterung eingespannt. Nach Durchleuchtung mit dem Bildwandler in seitlicher und in a.p.-Ebene und zwei um jeweils  $30^\circ$  gedrehten Ebenen erfolgte die Einspeisung der Daten in das Navigationssystem (Abbildung 11).



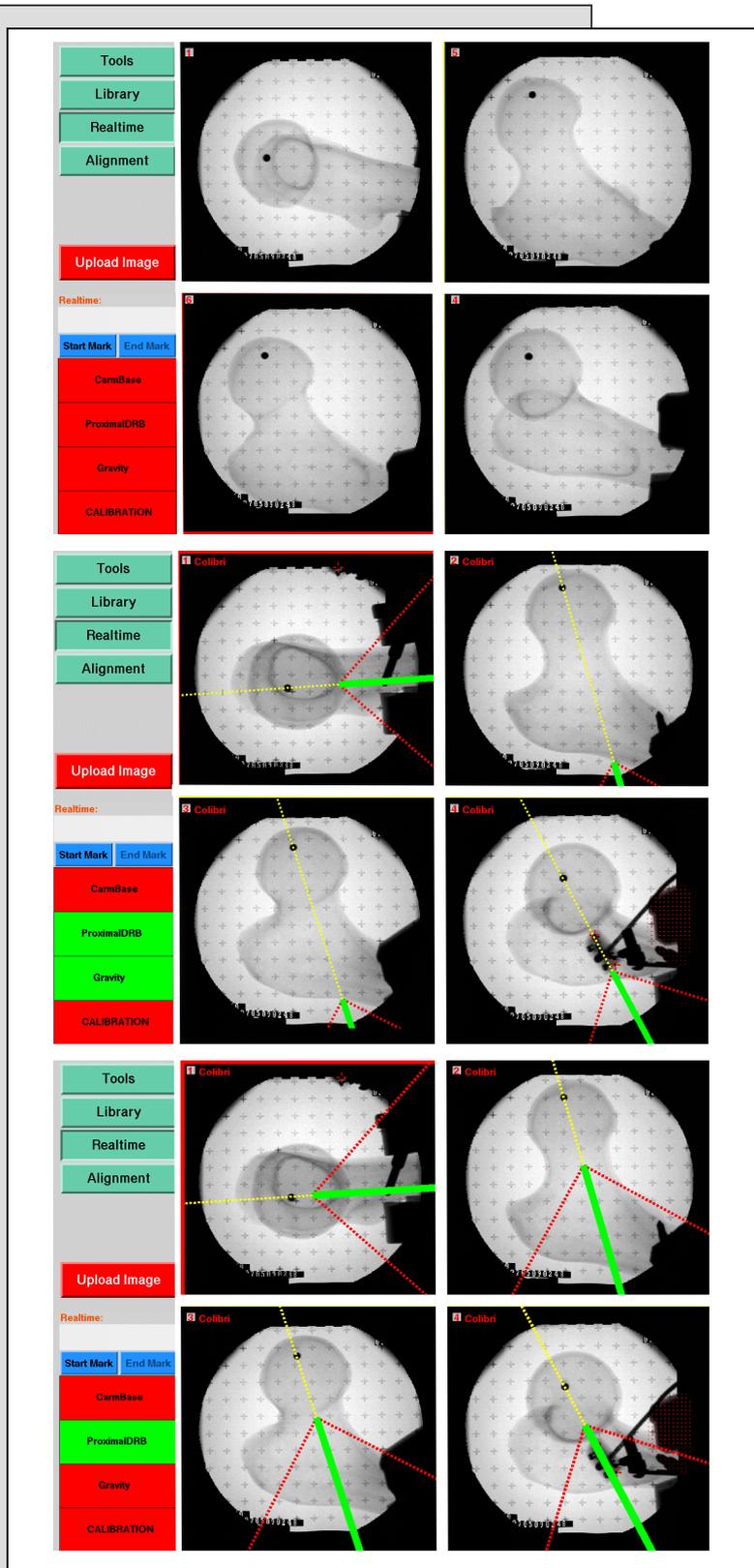
**Abbildung 11:** Bohrvorrichtung mit positionierter „Kolibri“-Bohrmaschine an Ständerbohrmaschine (links), Bohrvorrichtung mit durchgeschwenktem C-Arm zur Bildaufnahme (rechts oben), eingespanntes Femur mit angebrachter DRB in Bohrposition (rechts unten), (DRB = Dynamische Referenzierungsbasis)

Die Bilder wurden bezüglich Größe, Position und Drehung bearbeitet. Um eine präzise Zielausrichtung zu erreichen, wurde der Bildausschnitt des Femurkopfes vergrößert. In dem Datensatz (C-Arm-Bilder) konnte ohne weitere Referenzierung navigiert werden (Modalitätsbasierte Navigation).

Das Bohrsystem wurde unter Beachtung der zwei unterschiedlichen Bohrwinkel zur Schaftachse des Femurs ausgerichtet, mit Zielweisung auf die Stahlkugel. Die Einstellungen wurden vor Bohrbeginn durch einen „Screenshot“ dokumentiert.

Bei allen Femura wurden zunächst die 135°-Bohrungen und danach die 100°-Bohrungen durchgeführt. Die Zentrierspitze des Bohrers wurde auf die Kortikalis des Knochens aufgesetzt, diese durchbohrt und mit leichtem Vorschub durch die

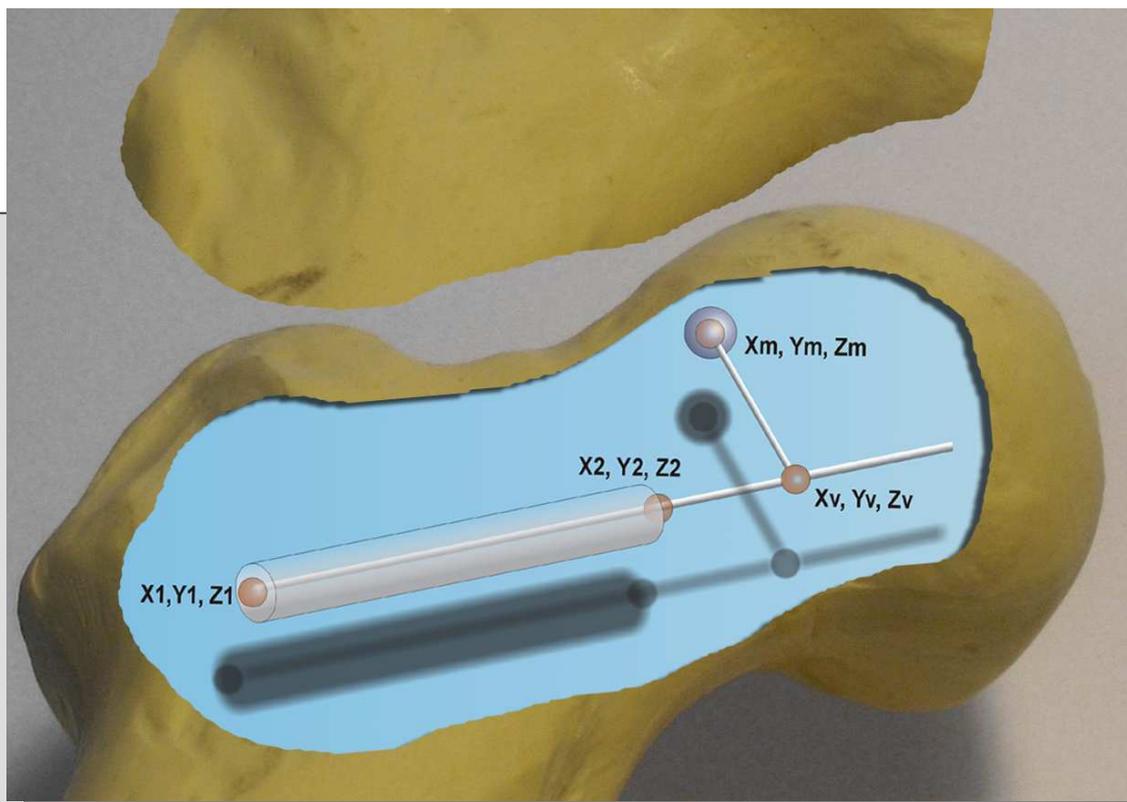
Kunststoffspungiosa bis an die Kugel herangeführt. In allen 4 Röntgenebenen zeigte sich der „virtuelle“ Bohrkanal im Navigationssystem. Die Endstellung des Bohrers im Präparat wurde durch einen weiteren „Screenshot“ festgehalten (Abbildung 12).



**Abbildung 12:** „Screenshots“ (= Bildschirmabbild)  
 Oben: Bilderstellung  
 Mitte: Bohrer an Femur herangeführt vor Bohrbeginn  
 Unten: Bohrerstellung nach erfolgter Bohrung

## 2.10 Bestimmung der Genauigkeit

Zu bestimmen war die metrische Abweichung vom Zentrum der verlängerten Bohrkanal-Geraden zum Zentrum der Zielkugel. Aus den Koordinaten des Schnittpunktes des Lotes zum Kugelzentrum mit der Geraden wurde die Richtung des Abweichens des Bohrkanals festgelegt (Abbildung 13).



**Abbildung 13:** Schemata zur Koordinatenlage im dreidimensionalen Raum

- Beginn des Bohrkanals ( $x_1, y_1, z_1$ )
- Ende des Bohrkanals ( $x_2, y_2, z_2$ )
- Zielkugel-Zentrum ( $x_m, y_m, z_m$ )

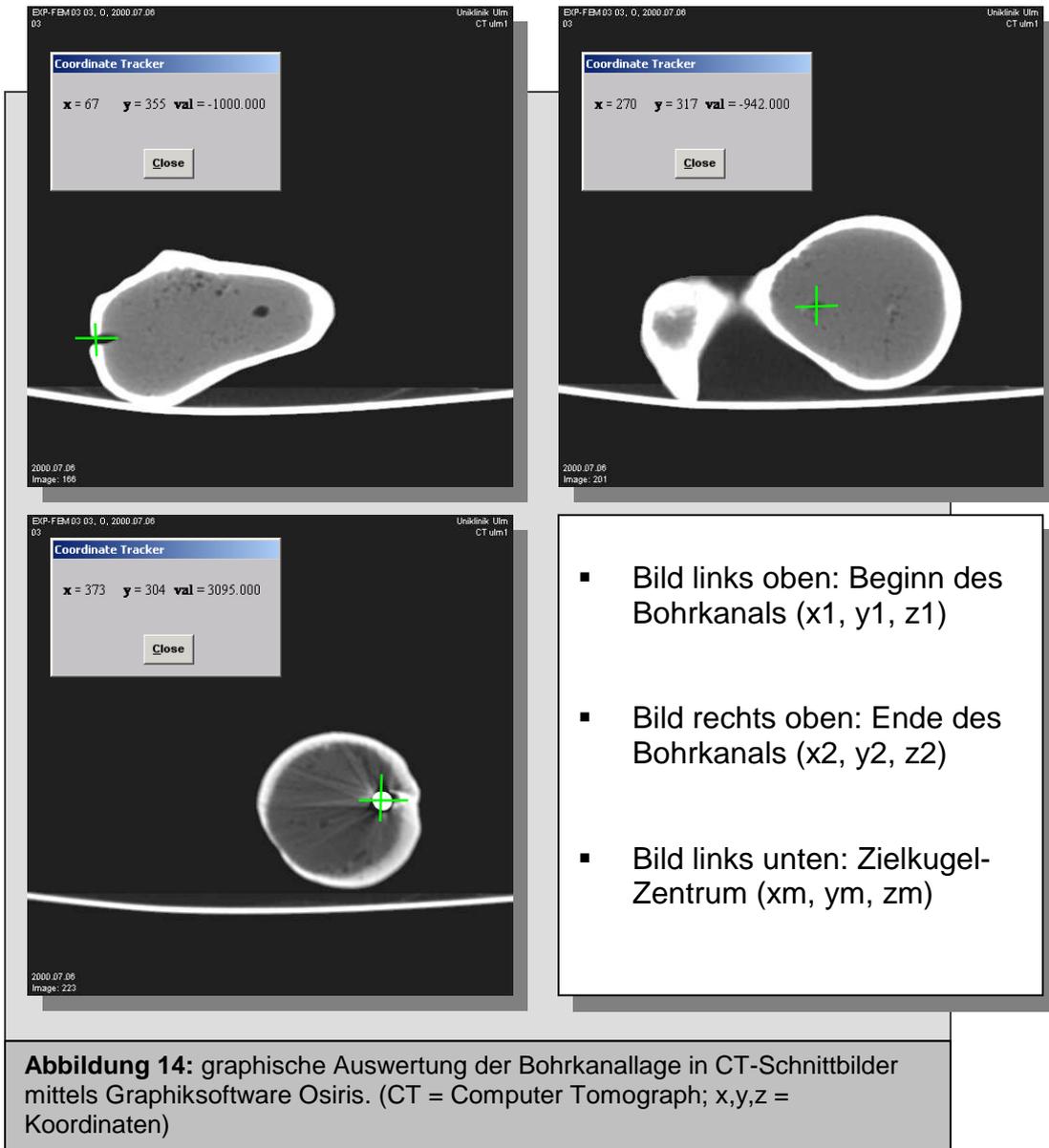
Hierzu wurde nach den Bohrungen von jedem Femur ein Dünnschicht-CT (0,6 mm) mit dem MX 8000® Spiral-CT angefertigt.

Die Auswertung der Bohrkanäle erfolgte manuell mit dem Fadenkreuz-Cursor einer Bildbearbeitungs-Software mit Messeinheit (Osiris®). Aus den CT-Schichten der Präparate wurden die Koordinaten des Zentrums der Kugel, sowie der Anfang und Ende des Bohrkanals bestimmt.

Beim Eintrittsbohrloch musste die CT-Schicht mit dem größten Bohrdurchmesser herausgesucht werden, um das Bohrkanalzentrum markieren zu können.

Bei der Spitze des Bohrkanals musste die CT-Schicht gefunden werden, bei der sich die Zentrierspitze des Bohrers als kleinster Punkt abbildete.

Um das Zentrum der Stahlkugel zu erfassen, wurde die Schicht mit dem größten Durchmesser erfasst. Daraus ergaben sich die x- und y-Werte der Bohrstrukturen in einer CT-Schicht. Die Ausdehnung in der Z-Achse erhielt man durch die definiert parallel angeordneten CT-Schichten (Abbildung 14, siehe auch Abbildung 13).



## 2.11 Koordinatenberechnung

Aus den graphisch ermittelten Koordinaten wurde die Bohrkanallänge aus den Koordinaten  $x_1, y_1, z_1$  und aus  $x_2, y_2, z_2$  durch Vektorrechnung bestimmt.

Die virtuelle Gerade im Zentrum des Bohrkanals war mit nachfolgender Formel zu charakterisieren (Formel 1).

$$\begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{pmatrix} + \lambda \begin{pmatrix} X_2 - X_1 \\ Y_2 - Y_1 \\ Z_2 - Z_1 \end{pmatrix}$$

**Formel 1:** Virtuelle Geradenberechnung

In dieser Formel kommt die Konstante  $\lambda$  vor. Diese Konstante entspricht dem Punkt auf der Geraden, der dem Kugelmittelpunkt am nächsten liegt (Formel 2).

$$\lambda = \frac{(X_m - X_1)(X_2 - X_1) + (Y_m - Y_1)(Y_2 - Y_1) + (Z_m - Z_1)(Z_2 - Z_1)}{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2 + (Z_2 - Z_1)^2}$$

**Formel 2:** Berechnung von  $\lambda$

Mit der folgenden Formel kann der Abstand (d) direkt ermittelt werden. Der Abstand (d) entspricht der kürzesten Verbindung zwischen dem Zielkugelmittelpunkt und dem Zentrum der verlängerten Bohrkanalgeraden. Diese Linie steht orthogonal auf der virtuellen Bohrkanalgeraden im dreidimensionalen Raum (Formel 3).

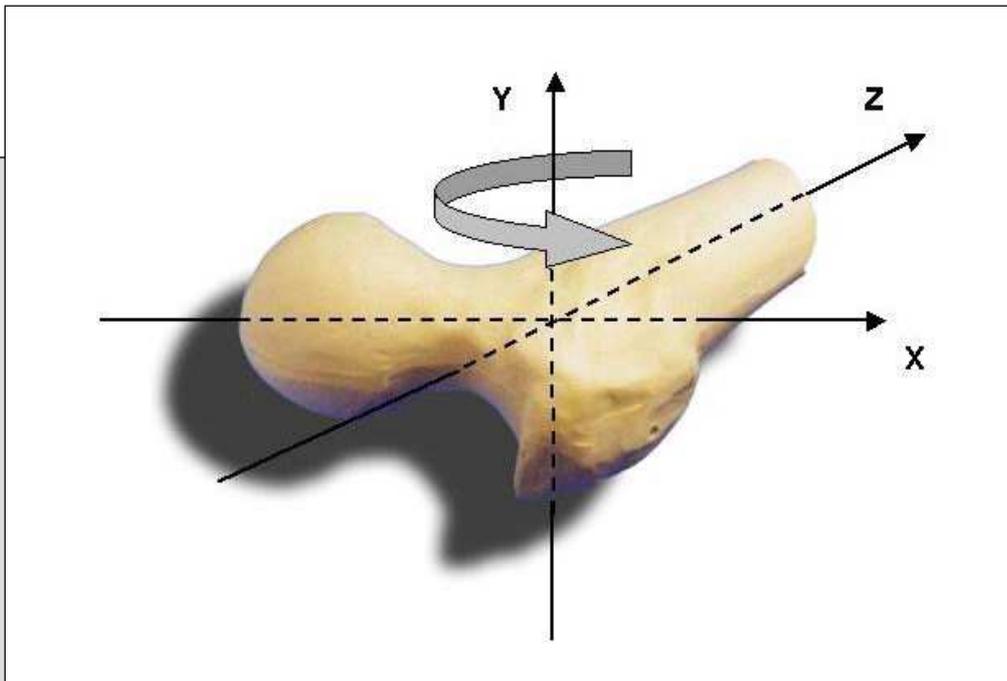
$$d = \sqrt{((X1 - X_m + \lambda + (X2 - X1))^2 + ((Y1 - Y_m + \lambda \times (Y2 - Y1))^2 + ((Z1 - Z_m + \lambda \times (Z2 - Z1))^2}$$

**Formel 3:** Abstand d-Berechnung

(d = kürzeste Verbindung zwischen Zielkugelmittelpunkt und Zentrum der verlängerten Bohrkanalgeraden)

Durch die obengenannte axiale Scanrichtung der Femura im CT wurden die Bohrkanäle nicht rechtwinklig zur CT-Scanebene abgebildet. Es resultierten damit schräg angeschnittene Bohrkanäle. Somit war die Abweichung nicht direkt aus den einzelnen CT-Schichten ablesbar.

Die X- und Z-Achsen mussten hierzu vertauscht werden, um das Präparat im Bohrkanalverlauf darzustellen. Die Y-Richtung blieb dabei unverändert, da die Präparate um die Y-Achse gedreht wurden. Jeder einzelne Bohrkanal wurde soweit gedreht, bis er rechtwinklig zur Betrachtungsebene zum Liegen kam (Abbildung 15).



**Abbildung 15:** Schemata zur Darstellung der Drehung zur Koordinatenberechnung

Unter Beachtung der Vorzeichen wurde eine mathematische Drehung berechnet. Somit konnte die X- und Z-Abweichung der richtigen Abweichung in kranial/kaudal oder in medial/lateral zugeordnet werden. Der Drehwinkel  $\varphi$  wurde für jeden einzelnen Bohrkanal berechnet (Formel 4).

$$\varphi = - \arctan x \frac{X_1 - X_m}{Z_1 - Z_m}$$

**Formel 4:** Drehwinkelberechnung

Mit dem Drehwinkel  $\varphi$  konnten nun die Koordinaten zur graphischen Auswertung berechnet werden (Formel 5).

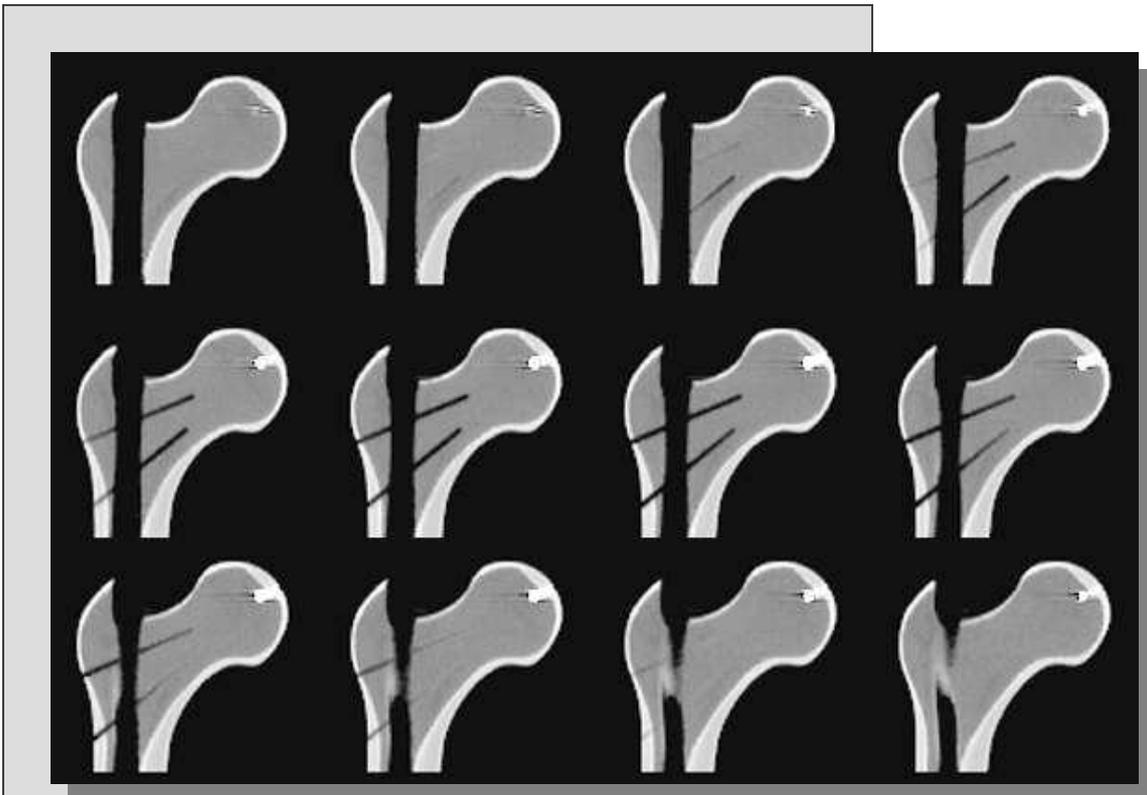
$$\begin{pmatrix} (\cos \varphi \times (X_v - X_m)) + ((Z_v - Z_m) \times \sin \varphi) \\ Y_v - Y_m \\ (-\sin \varphi \times (X_v - X_m)) + ((Z_v - Z_m) \times \cos \varphi) \end{pmatrix}$$

**Formel 5:** Koordinatenberechnung

$X_1, Y_1, Z_1$	Koordinaten Eintrittspunkt des Bohrkanals
$X_2, Y_2, Z_2$	Koordinaten Endpunkt des Bohrkanals
$X_m, Y_m, Z_m$	Koordinaten Kugel
$X_v, Y_v, Z_v$	Koordinaten des Fußpunktes von d auf den virtuellen Bohrkanal
$\varphi$	Drehwinkel

## 2.12 Visuelle Überprüfung

Um eine grobe Überprüfung der berechneten Daten vorzunehmen, wurden frontale 3-D-Rekonstruktionen aus dem CT-Datensatz erstellt. In diesen Ebenen konnte für jedes einzelne Präparat visuell die Richtung der Bohrkanäle zur Zielkugel abgeschätzt werden. Die Abbildungen wurden von ventral nach dorsal dargestellt (Abbildung 16).



**Abbildung 16:** 3-D-Rekonstruktion zur visuellen Überprüfung der Bohrkanallage

Zusätzlich wurden zur genaueren Quantifizierung der Bohrkanallänge, der Bohrkanallage zur Zielkugel oder Inhomogenitäten des Bohrvorganges bzw. des Bohrkanals die Präparate in der Kugel-Bohrkanal-Ebene aufgeschliffen. Dabei konnte man optisch mit geeigneten Messinstrumenten die mit dem CT-Datensatz erhobenen Daten real überprüfen (Abbildung 17).



Abbildung 17: Überprüfung der Bohrkanallage am aufgeschliffenen Femurpräparat

## 2.13 Statistik

Die Datenerhebung und deren Auswertungen wurden in deskriptiver Weise durchgeführt.

### 2.13.1 Korrelation zwischen Bohrkanal und Kugelmittelpunkt

Durch nicht senkrecht zum Bohrvorgang wirkende Kräfte kann es zu Verbiegungen des Bohrers kommen, die eine Abweichung des Bohrers von der eigentlichen Bohrrichtung bewirken. Es wurde untersucht, ob es einen Zusammenhang von der Bohrkanallänge ( $l$ ) zum Abstand ( $d$ ) der Zielkugel gibt. Bei dieser graphischen Darstellung wurde die Punktwolke („Scatter Diagram“) gewählt.

### 2.13.2 Genauigkeit der Bohrung

Die Genauigkeit der konventionellen und der C-Arm-navigierten Bohrungen wurde durch den kleinsten Abstand des Bohrkanalzentrums zum Kugelmittelpunkt verifiziert. Zur Veranschaulichung wurde ein Boxplot verwendet.

Dieser enthält die Werte:

- Minimum (unteres Ende der Antenne)
- 25% Quantil (unterer Querstrich des Rechtecks)
- Median (Querstrich innerhalb des Rechtecks)
- 75% Quantil (oberer Querstrich des Rechtecks)
- Maximum (oberes Ende der Antenne)

Die wichtigsten Maßzahlen waren der Median und der Maximal- und Minimalwert. Die Streuung der Abweichung um den Median konnte hiermit verdeutlicht werden.

Mit einem Tabellenkalkulations-Programm (Excel®) wurde die graphische und mathematische Darstellung vorgenommen. Die Ergebnisse konnten mit den oben genannten Koordinaten direkt berechnet werden, nachdem die Pixelwerte mit einem Transformationsfaktor in das metrische Maß überführt wurden.

### 2.13.3 Richtung der Zielabweichung

Um die Abweichung der Bohrung vom Zielobjekt darzustellen, wurde der Abstand (d) von Kugelmittelpunkt zum Bohrkanalzentrum aus der Sicht des Verlaufs des Bohrkanals im Koordinatensystem dargestellt. („Zielscheibe“). Hierbei wurde die Zielkugel auf die Koordinaten (0/0) gelegt und somit konnten sich die Bohrkanäle mit ihren Abweichungen im Koordinatensystem projizieren. Zur weiteren graphischen Darstellung wurden Boxplots verwendet.

### 3. ERGEBNISSE

#### 3.1 Ergebnisse zur Dynamischen Hüftschraube

Es erfolgte eine Auswertung der Lage von dynamischen Hüftschrauben im proximalen Femur. Die Beurteilung der DHS-Röntgenbilder war in den hierfür 18 ausgewählten Patienten in der seitlichen und der a.p.-Projektion uneingeschränkt möglich. Absolut-Werte sind in Tabelle 2 dargestellt, sowie die Berechnung der Werte für den Boxplot in Tabelle 3.

**Tabelle 2:** Absolutwerte der Abweichung der Dynamische Hüftschraube (a.p. = anterior/posterior, Einheit in mm)

Röntgen- bild	Abweichungs- richtung	Abweichung in der a.p.- Ebene	Abweichungs- richtung	Abweichung in der seitl. Ebene
1	kranial	9	ventral	8
2	kaudal	4	dorsal	6
3		0	ventral	1
4	kranial	7	ventral	3
5	kaudal	4	dorsal	4
6	kranial	9	ventral	5
7	kaudal	1	dorsal	5
8	kranial	5	dorsal	1
9	kaudal	4	dorsal	4
10	kranial	4	ventral	12
11	kranial	16	ventral	15
12		1		0
13	kranial	14	ventral	9
14	kranial	2,5	ventral	6
15	kranial	1		0
16		0	ventral	7
17	kranial	17	ventral	14
18	kaudal	4	ventral	2

**Tabelle 3:** Berechnung der Werte für den Boxplot (a.p. = anterior/posterior, Einheit in mm)

Präparat	Abweichung in der a.p.- Ebene	Abweichung in der seitlichen Ebene
Minimum	0	0
1. Quantil	0,1375	2,25
Median	4	5
3. Quantil	8,5	7,75
Maximum	17	15

Die Ergebnisse zeigen, dass eine maximale Abweichung von 17 mm in a.p.-Richtung und 15 mm in seitlicher Richtung resultierte.

### 3.2 Auswertung der Femurpräparate

Alle Zielstrukturen (Eintritt- und Endpunkte der Bohrkanäle, Stahlkugel) konnten adäquat beurteilt und ausgewertet werden. Die jeweils 18 Bohrkanäle der manuellen, sowie der C-Arm navigierten Bohrungen konnten ausnahmslos mit in die Auswertung einbezogen werden.

Bei den konventionellen Bohrungen und den C-Arm unterstützten Bohrungen zeigte kein Kunststoffpräparat eine Perforation der Präparatoberfläche.

### 3.3 Bohrkanallänge

#### 3.3.1 Manuelle Bohrung

Die Gesamtlänge des Bohrers konnte bis zu der mechanischen Begrenzung durch die Schaftverstärkung des Bohrers ausgenutzt werden und wurde somit durch keine sonstige versuchsbedingte Anordnung begrenzt.

- Bei der 135°-Bohrung ergab sich eine Bohrkanallänge zwischen **65,4 mm** und **75,4 mm (Median 73,5 mm)**.
- Die Messung der Bohrstrecke der 100°-Bohrung ergab ein Minimum von **64,1 mm** und ein Maximum von **77,9 mm (Median 73,5 mm)**.

#### 3.3.2 C-Arm navigierte Bohrung

Die C-Arm navigierte Bohrung war durch den Versuchsaufbau, d.h. der Anschlagbegrenzung des Bohrständers in seiner Bohrweglänge (49,2 – 62,1 mm) reduziert.

- Die Länge der Bohrkanäle der 135°-Bohrungen lag zwischen **49,2 mm** und **61,3 mm (Median 57,4 mm)**.
- Bei der 100°-Bohrung wurde eine Länge zwischen **50,6 mm** und **62,1 mm** erreicht (**Median 58,5 mm**).

### 3.4 Zusammenhang zwischen Bohrkanallänge und Zielpunkt- Abweichung

Um etwaige mechanische Verbiegung des Bohrers zu erfassen wurde die Abweichung (d) in Abhängigkeit von der Bohrkanallänge untersucht. Dies wurde für die manuelle, wie auch für die C-Arm-navigierte Bohrung dargestellt. (Abbildung 18).

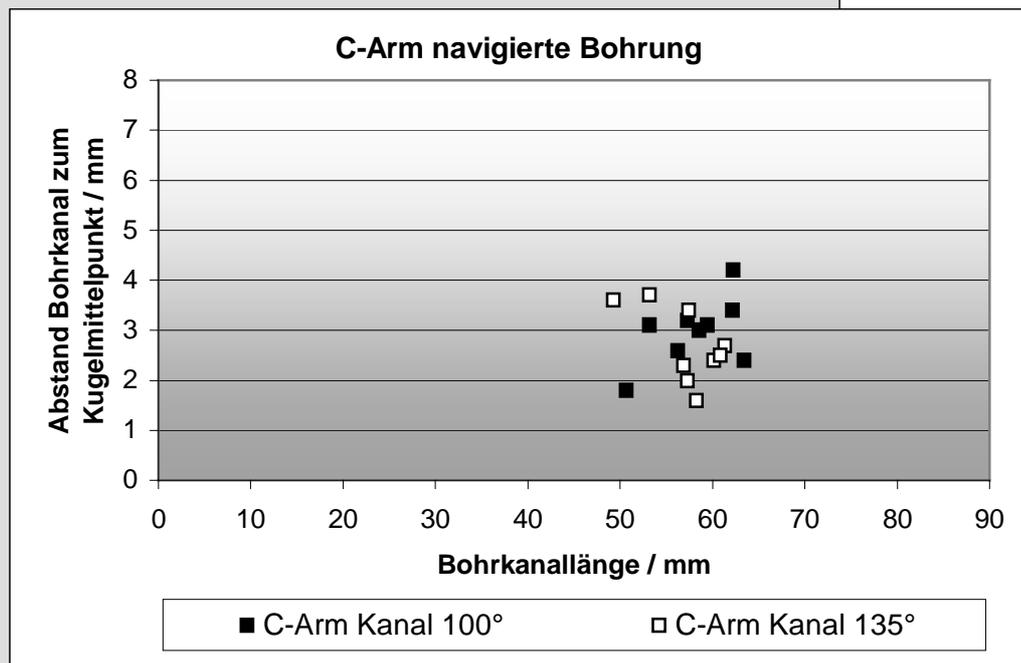
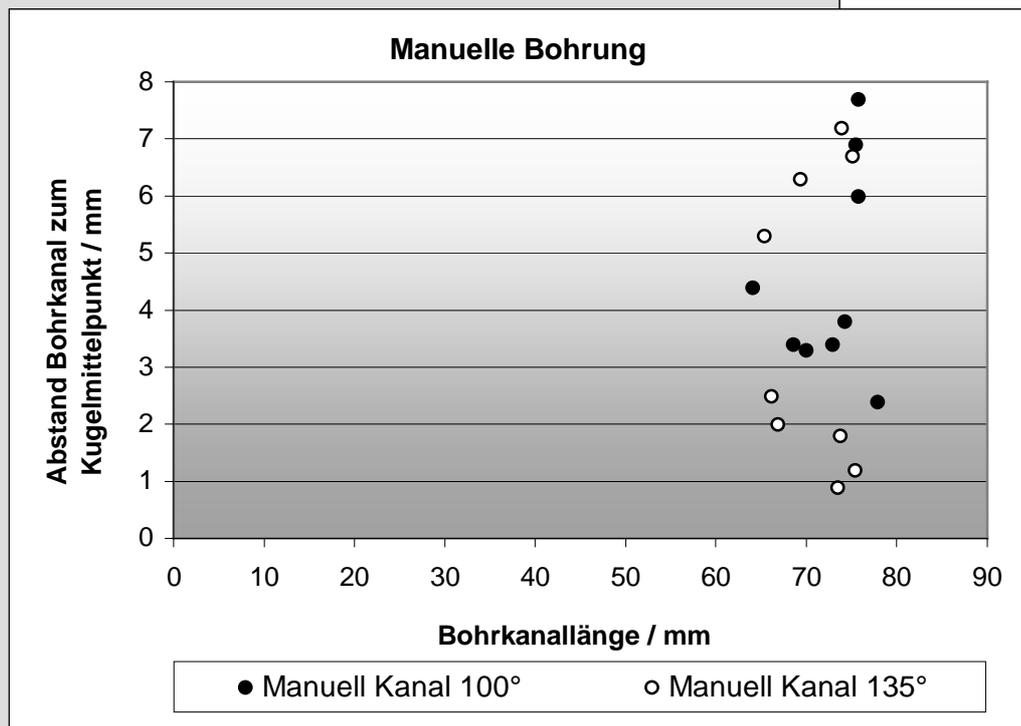


Abbildung 18: Abhängigkeit der Abweichung von der Bohrkanallänge

### 3.5 Genauigkeit der Bohrung

#### 3.5.1 Konventionelle Bohrung

Es wurde der Abstand  $d$  von der virtuellen Mittellinie des Bohrkanals zur Stahlkugel berechnet.

Die Absolutwerte und die Berechnung des Boxplots sind in Tabelle 4 dargestellt.

**Tabelle 4:** Messwerte und Berechnung der Werte für den Boxplot (Einheit im mm)

Präparat	100°-Bohrung	135°-Bohrung
1	3,3	2,0
2	2,4	0,9
3	4,4	6,3
4	3,4	5,3
5	3,4	2,5
6	6,0	1,8
7	7,7	7,2
8	3,8	1,2
9	6,9	6,7

Präparat	100°-Bohrung	135°-Bohrung
Minimum	2,4	0,9
1. Quantil	3,4	1,8
Median	3,8	2,5
3. Quantil	6	6,3
Maximum	7,7	7,2

Bei der konventionellen Freihandbohrung in den Kunststoffemura konnte eine Abweichung des Bohrkanals vom Zielkugelmittelpunkt von 0,9 – 7,7 mm ermittelt werden.

### 3.5.2 C-Arm navigierte Bohrung

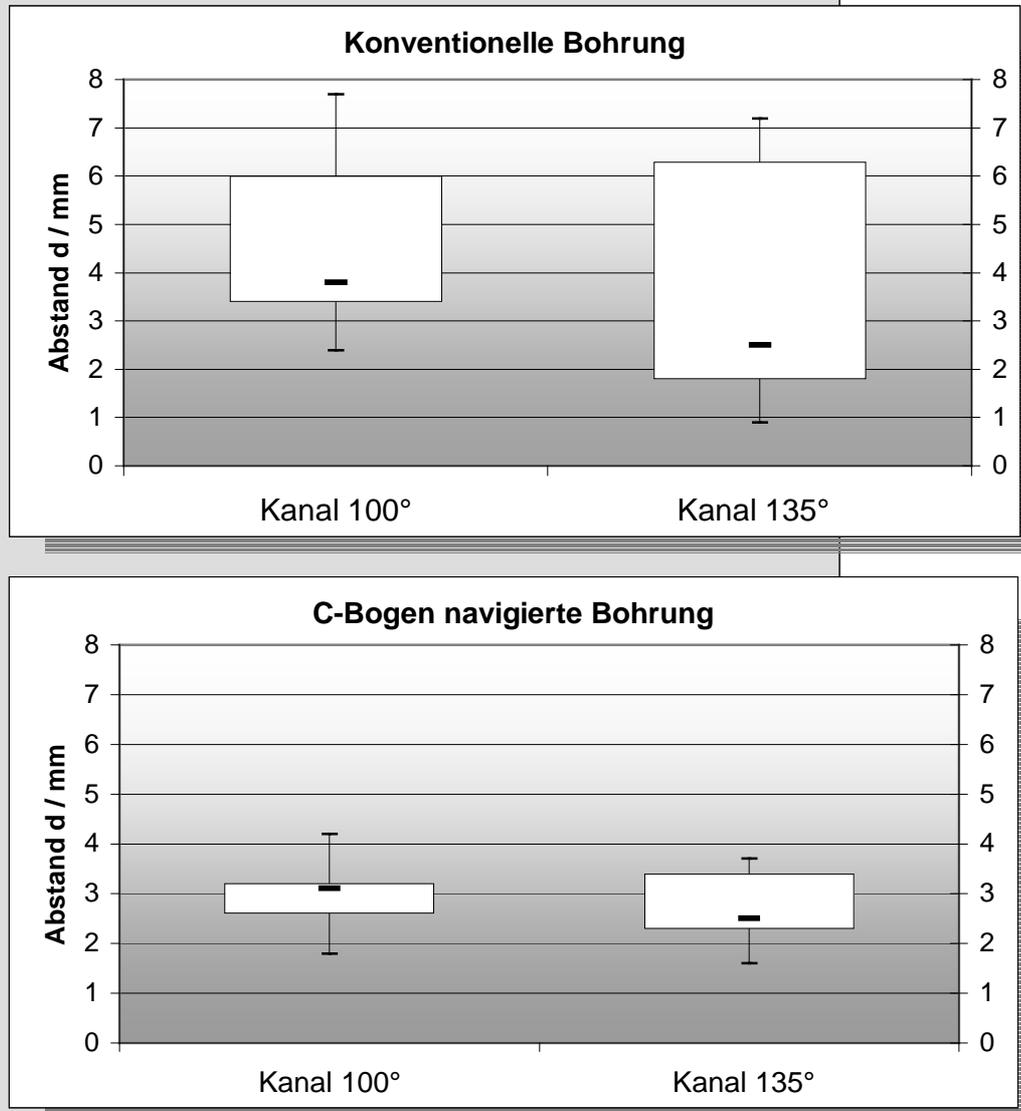
Nachfolgend sind die Abweichungen für die C-Arm-navigierten Bohrungen in Tabelle 5 dargestellt.

**Tabelle 5:** Messwerte und Berechnung der Werte für den Boxplot (Einheit im mm)

Präparat	100°-Bohrung	135°-Bohrung
1	1,8	3,6
2	3,1	3,7
3	3,1	2,0
4	2,4	1,6
5	4,2	2,7
6	3,2	2,3
7	2,6	2,4
8	3,0	3,4
9	3,4	2,5

Präparat	100°-Bohrung	135°-Bohrung
Minimum	1,8	1,6
1. Quantil	2,6	2,3
Median	3,1	2,5
3. Quantil	3,2	3,4
Maximum	4,2	3,7

Hier ergaben sich Ergebnisse mit einer Zielpunkt-Abweichung von 1,6 – 4,2 mm. Graphisch wurde die Genauigkeit der Bohrungen in Abbildung 19 dargestellt.



**Abbildung 19:** Boxplots zur Genauigkeit der Bohrungen (d = Abstand von der virtuellen Mittellinie des Bohrkanals zur Stahlkugel in mm)

### 3.6 Richtung der Zielabweichung

#### 3.6.1 Konventionelle Bohrung

Beim 100°-Kanal kamen 6 Bohrkanäle mit ventro-kaudaler Abweichung zum liegen, zwei der Bohrkanäle in ventro-kraniale und einer in dorso-kraniale Deviation.

Vier Bohrkanäle waren bei der 135°-Bohrung in ventro-kaudaler Richtung abweichend, vier in ventro-kraniale Richtung und nur ein Bohrkanal in dorso-kraniale Richtung. Die Absolutwerte der 100°-Kanäle wurden in Tabelle 6, sowie der 135°-Kanäle in Tabelle 7 dargestellt.

**Tabelle 6:** Absolutwerte für den 100°-Kanal (Einheit im mm)  
 Kaudal / kraniale Abweichung: - Wert = kaudale Abweichung, + Wert = kraniale Abweichung)  
 Ventrale / dorsale Abweichung: - Wert = dorsale Abweichung, + Wert = ventrale Abweichung

Präparat	kaudale / kraniale Abweichung	ventral / dorsale Abweichung
1	1,07	-3,1
2	-1,87	1,5
3	3,75	2,4
4	2,10	2,6
5	-3,39	0,2
6	-4,44	4
7	-7,69	-0,1
8	-2,09	3,1
9	-6,09	3,1

**Tabelle 7:** Absolutwerte für den 135°Kanal (Einheit in mm)

Kaudal / kraniale Abweichung: - Wert = kaudale Abweichung, + Wert = kraniale Abweichung)

Ventrale / dorsale Abweichung: - Wert = dorsale Abweichung, + Wert = ventrale Abweichung

Präparat	kaudale / kraniale Abweichung	ventral / dorsale Abweichung
1	1,97	-0,4
2	0,78	0,3
3	6,14	1,3
4	4,16	3,3
5	-0,77	2,4
6	-1,77	0,2
7	-2,83	5,7
8	-0,30	1,1
9	0,21	6,6

### 3.6.2 C- Bogen navigierte Bohrung

Bei der räumlichen Abweichung kamen bei den C-Arm-navigierten Bohrungen bis auf einen Bohrkanal alle Bohrkanäle in einer dorsalen Abweichung von der Zielkugel zum Liegen (Abbildung 20).

Sieben Kanäle waren bei der 100°-Bohrung in dorso-kaudaler Richtung platziert, nur einer in dorso-kranialer und ebenso nur einer in ventro-kaudaler Richtung.

Drei der neun 135°-Bohrkanäle lagen in dorso-kaudaler Richtung, sechs Kanäle in dorso-kranialer Richtung. Die Absolutwerte des 100°-Kanal wurden in Tabelle 8, sowie des 135°-Kanals in Tabelle 9 dargestellt.

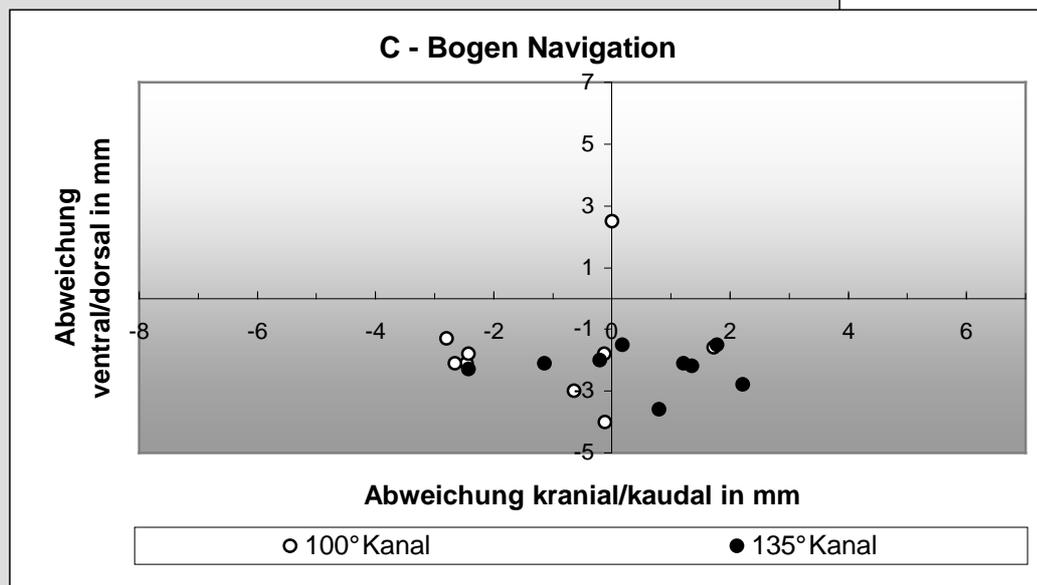
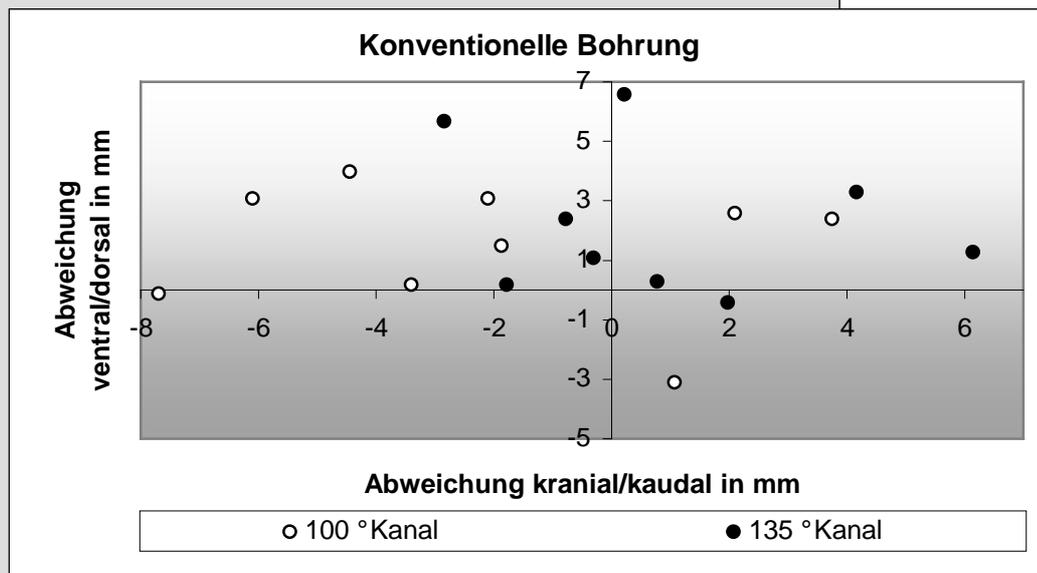
**Tabelle 8:** Absolutwerte für den 100°-Kanal (Einheit in mm)  
 Kaudal / kraniale Abweichung: - Wert = kaudale Abweichung, + Wert = kraniale Abweichung)  
 Ventrale / dorsale Abweichung: - Wert = dorsale Abweichung, + Wert = ventrale Abweichung

Präparat	kaudale / kraniale Abweichung	ventral / dorsale Abweichung
1	-0,13	-1,8
2	-0,65	-3
3	-2,79	-1,3
4	1,72	-1,6
5	-0,12	-4
6	-2,46	-2,1
7	-0,00	2,5
8	-2,42	-1,8
9	-2,65	-2,1

## Präzisionsanalysen von C-Arm navigierten Bohrungen am proximalen Femur

**Tabelle 9:** Absolutwerte für den 135° Kanal (Einheit in mm)  
Kaudal / kraniale Abweichung: - Wert = kaudale Abweichung, + Wert = kraniale Abweichung  
Ventrale / dorsale Abweichung: - Wert = dorsale Abweichung, + Wert = ventrale Abweichung

Präparat	kaudale / kraniale Abweichung	ventral / dorsale Abweichung
1	2,20	-2,8
2	0,79	-3,6
3	-0,21	-2
4	0,16	-1,5
5	1,34	-2,2
6	1,76	-1,5
7	1,20	-2,1
8	-2,43	-2,3
9	-1,14	-2,1



**Abbildung 20:** Zielabweichung in X/Y-Richtung (Einheit in mm)

X-Achse:      Negative Werte = kaudale Abweichung  
                  Positive Werte = kraniale Abweichung  
 Y- Achse:    Negative Werte = dorsale Abweichung  
                  Positive Werte = ventrale Abweichung  
 0/0-Koordinate: Zielkugel

## 4. DISKUSSION

Die C-Arm-Navigation bietet gegenüber der Standardtechnik den Vorteil einer Realtime-Abbildung des virtuell verlängerten Bohrers in mehreren Ebenen während des Bohrvorganges (89). Durch einmalig angefertigte Röntgenbilder kann sofort mit der Navigation begonnen werden und der C-Arm aus dem Operationsgebiet entfernt werden (26,37). Bei der Standardtechnik setzt das Abbilden der 2. Ebene ein Durchschwenken des C-Armes voraus, was die Handlungsfreiheit einschränkt und einen erhöhten Zeitbedarf erfordert.

Die bildwandlerunterstützte Navigation hat außerdem die Vorteile, dass es keiner zeitaufwendigen, präoperativen Planung bedarf (47,119). Somit treten keine zusätzlichen Fehler durch das intraoperativen Matching (31,100) und den unsicheren Datentransfers des präoperativen CT-Datensatzes in das Navigationssystem auf (31), die bei der CT-Navigation beschrieben werden.

Sollte allerdings die Visualisierung einer anatomischen Veränderung z.B. nach Reposition einer Frakturosteosynthese nötig werden, kann durch eine erneute Röntgenbildaquirierung ein Update der Zielstruktur durchgeführt werden (37,60), wobei hier die CT-Navigation limitiert ist (26,31,119).

Die Röntgen-Strahlenexposition der herkömmlichen C-Arm-Anwendung ist hoch, durch die ständig neu einzustellenden Röntgenebenen (87,113). Gleiches gilt für den präoperativen CT-Datensatz der CT-Navigation (59,107). Durch den Einsatz der C-Arm-Navigation (25,32,53,88,114) und zusätzliches Verwenden eines bildwandlerintegrierten Laser-Pointers (21) konnte die Strahlenexposition reduziert werden.

Die Anschaffungskosten eines navigierbaren C-Arm-Röntgengerätes sind im Gegensatz zu einem herkömmlichen C-Arm-Röntgengerät wesentlich höher (30). Durch ihre multimodale Einsetzbarkeit können Kosten gespart werden (Durchleuchtungsgerät mit hoher Bildauflösung, Navigation), sowie durch Erhöhung der Genauigkeit z.B. bei Gelenkfehlagen, kostspielige Re-Operationen vermieden werden (102).

Ziel der Studie war die Genauigkeit einer Bohrung mit der herkömmlichen konventionellen Methode mittels C-Arm zu ermitteln. Es sollte weiterhin untersucht

werden, ob diese Genauigkeit durch bildwandlergestützte Navigation zu steigern ist und welche Faktoren hierbei eine relevante Störung verursachen können.

#### 4.1 Ungenauigkeiten bei der konventionellen Bohrung

Die konventionellen Platzierung einer dynamische Hüftschraube ist heute ein Standard-Osteosynthese-Verfahren bei der operativen Versorgung einer proximalen Femur- bzw. Schenkelhalsfraktur (9,11,65,73).

Primär stellt sich die Frage, wie „Genauigkeit“ beim Einbringen eines Osteosynthesematerials definiert ist.

Bei der Richtungsweisung ist eine extraossäre, sowie intraartikuläre Lage der Bohrung zu vermeiden. Wird noch die Punktgenauigkeit gefordert, gilt es einen umschriebenen Prozess exakt im Knochen zu treffen, wie z.B. bei der Anbohrung einer Hüftkopfnekrose (121) oder einer Resektion eines Tumors (28).

Beispielsweise kann die Richtung und der Endpunkt einer Bohrung exakt sein, jedoch der Bohrkanalverlauf außerhalb der Kortikalis liegen. Dagegen kann eine Bohrung völlig inkorrekt im Knochen platziert sein ohne eine Kortikalisperforation aufzuweisen. Bei beiden Lagevarianten ist die Genauigkeit nicht gegeben und es muss von einer verminderten Osteosynthese-Stabilität ausgegangen werden.

Meist wurde in klinisch randomisierten Studien die Genauigkeit der Navigationssysteme anhand von Knochenoberflächen-Perforationen, v.a. an Pedikelbohrungen der Wirbelsäule beurteilt (2,36,64,66,103,119). Beeinflussende Faktoren sind hier die Eintrittsstelle und der Eintrittswinkel der Bohrung. Rampersaud (93) stellte in Pedikeln größerer anatomischer Abmessungen z.B. L4/5 eine hohe Variationsmöglichkeit der Platzierung von Implantaten im Pedikel fest. Aufgrund der Größe des proximalen Femur bzw. Schenkelhalses ist eine noch größere Varianz bei einer Metallimplantation zu erwarten. Es wurden hierzu bisweilen nur wenig Genauigkeitsanalysen veröffentlicht, die methodisch sehr unterschiedlich und somit schwer vergleichbar sind (25,28).

Durch die anatomische Anordnung ist das proximale Femur großen biomechanischen Kräften ausgesetzt. Deshalb ist das zielgenaue Einbringen eines Metallimplantates (DHS) im Hüftkopfbereich Voraussetzung für eine gute biomechanische Stabilität. Eine gute Frakturheilung benötigt eine optimale Kraftübertragung auf den Frakturspalt (12,53,71,72,109), die u.a. zu einer Reduktion der avaskulären Hüftkopfnekrose beiträgt (17,56).

Allerdings wird die optimale Platzierung einer DHS im Femurkopf bzw. Schenkelhals kontrovers diskutiert. Einige Autoren bevorzugen die postero-inferiore Lage der DHS, aufgrund der besseren Stabilität des Implantates im Knochen (70,86,115,123), andere postulieren die zentrale Lage der Schraube im Schenkelhals und Femurkopf. Das Schraubenende sollte subchondral platziert werden (90).

Hüfner et al. beschreibt einen prädiktiven Faktor für biomechanisches Versagen, den sog. "tip-apex distance", wobei das Schraubenende bei zentraler Lage im Hüftkopf maximal 25 mm zur Kortikalis betragen darf (53,123).

Ein weiterer Grund für Fehler bei Osteosynthesen im Hüftkopfbereich ist eine oft schlechte C-Arm-Röntgenbildqualität, die durch komplexe anatomischen Verhältnissen, Knochenüberlagerungen, Osteoporose und Adipositas negativ beeinflusst wird (25,83,119).

Oftmals werden mehrere Bohrungen für die korrekte Platzierung der vorzubohrende Kirschnerdrähte benötigt, die u.a. die Knochenstruktur schwächen (90,98). Das Entfernen einer fehlplatzierten DHS zur Lagekorrektur hinterlässt aufgrund des Durchmessers eine große Defektzone, die eine Sollbruchstelle darstellt (17).

Hieraus resultieren die in der Literatur veröffentlichten Ungenauigkeiten bei Metallimplantationen im Femurkopf (115,123,125) die von Nordin et al. bei Fehllagen von DHS bis 16,7% beschrieben werden (86).

Diese Ungenauigkeiten konnten durch die Bohrversuche vorangestellten graphischen Auswertungen, bestätigt werden.

## 4.2 C-Arm-Navigation am proximalen Femur

Um die Genauigkeit des chirurgischen Handels zu erhöhen, wurde die computergestützte Navigation, mit der hier vorgestellten C-Arm-Applikation u.a. im Hüftkopfbereich im Jahre 1999 eingeführt (105). Hier wurde die zielgenaue Positionierung von Schenkelhalsschrauben ohne Perforation in einer Machbarkeitstudie an 5 Leichenfemura und 10 Kunststoffknochen nachgewiesen, ohne die Genauigkeit zu messen.

### Experimentelle Studien:

Die Planung einer automatischen Zielführung für Führungsdrähte im Hüftkopfbereich wurde von Ozanian et al. vorgestellt (90). Mit der hier vorgestellten Arbeit wurde eine Studie zu Genauigkeitsmessungen von Bohrungen mit C-Arm-Navigation vorgelegt (8). Ohnsorge bohrte 3.2 mm-Bohrungen auf 5 mm-Gipskugeln im Kunststoffknochen zu (89).

Bei Hufner et al. wurden in Kunststoffknochen dynamische Hüftschrauben mit Antirotationsschrauben eingebracht. Es wurde die konventionelle Methode vs. navigierter Methode verglichen. Zusätzlich wurden Versuche mit Röntgenkontrolle vor dem Bohrvorgang navigiert. Zur Genauigkeitsanalyse wurde der „Tip-apex-distance“ und der Winkel der DHS und Antirotationsschraube zum prox. Femurschaft herangezogen. Bei allen 3 Gruppen wurde eine hohe Genauigkeit des „Tip-apex-distance“ erreicht, wie auch eine nahezu ideale Lage der DHS und Antirotationsschraube des geforderten 135°-Winkel z um Femurschaft (53).

Grützner et al. verglich die Position von 60 Kirschnerdrähte der konventionellen Methode mit 60 Kirschnerdrähte der C-Arm-Navigation in Kunststoffknochen, die eine Schenkelhalsfraktur imitierten (37). Durch CT-Analyse wurde von einem unabhängigen Untersucher die Auswertung vorgenommen. Es wurden keine Genauigkeitsangaben gemacht.

Mayman et al. brachte Führungsdrähte für DHS in Kunststoffknochen mit einer vorgeplanten, virtuellen Führungslinien im a.p.- und seitlichen Röntgenbild navigiert ein (74).

Es wurde ein 5 mm Ø, röntgensensitiver Gips im Kunststoff-Femurkopf in der Arbeit von Beckmann platziert, der möglichst genau im Zentrum durch eine C-Arm navigierte Bohrungen getroffen werden sollte (13).

Die Osteosynthese mittels 3 kanülierten 4,5 mm-Schrauben von Schenkelhalsfrakturen am Kunststoffknochen wurde in einer Studie von Hamelinck vorgestellt. Dabei wurden die Zahl der Bohrversuche, die Genauigkeit der Parallelität der Schrauben, die Distanz der einzelnen Schrauben zueinander, die subchondrale Position und die Perforation des Femurkopfes mittels CT verifiziert (39). Ein großer Unterschied bestand in der Zahl der Bohrversuche, die bei der konventionellen Methode erhöht war.

### **Klinische Studien:**

Bei den Studien von Grützner et al. wurden 11 Patienten mit Kirschnerdrähten für kanülierte Schrauben bei proximaler Femurfraktur, sowie 4 Patienten mit Schenkelhalsfrakturen navigiert. 7 Patienten erhielten Kirschnerdrähte zur DHS-Osteosynthese (37).

Schep et al. beschreibt die C-Arm-Navigation von 7 Patienten, die mit einer DHS behandelt wurden (98). In nur 4 Fälle konnte eine gute Platzierung der DHS nach Auswertung der postoperativen Röntgenkontrolle erzielt werden. Gründe für Fehlweisungen und Richtungsabweichungen waren schlechte Bildqualität und Bewegungen an der DRB.

Kahler et al. beschreibt die klinische Anwendung der C-Arm Freihandnavigation mittels vorgeplanter Ziellinie im Röntgenbild zur Fixation von Schenkelhalsfrakturen mit kanülierten Schrauben (60).

Bei allen klinischen Studien wurden keine exakten Genauigkeitskriterien festgelegt und keine zahlenmäßigen Angaben zur Genauigkeit gemacht.

### **4.3 Diskussion des vorgestellten Bohrexperimentes**

Schep et al. berichtet von den negativen Einflüssen bei der Visualisierung, die bei der C-Arm-Navigation eine Fehlplatzierung einer Schraube aufgrund schlecht abgebildeter Hüftkopf-Konturen nach sich zog (98). Bei den hier vorgestellten Versuchen mit Kunststoffemura und den fehlenden anatomischen Einflüssen, konnte eine ausreichende Konturschärfe und Abbildungsqualität erzielt werden. Das von anderen Autoren als störend empfundene Kalibrationsraster des C-Armes hatte keine negative Auswirkung auf die Visualisierung (98).

Außer des Bohrständers sind bei der hier vorgestellten Studie alle verwendeten Instrumente und Geräte am Patienten im Operationssaal im Einsatz. Somit wurde die Genauigkeit nicht durch zusätzliche Hard- oder Software abhängige Komponenten ins Positive beeinflusst.

Bei der Freihandnavigation kann die Lage des Bohrkanals durch den Operateur beeinflusst werden. So kann es durch tangenciales Auflaufen einer Schraubenspitze an der intramedullären Kortikalis zu Richtungsänderungen kommen, ohne dass eine Perforation auftritt (61). Einige Bohrkanäle der vorgestellten Versuchsreihe wurden sehr nahe an der kranialen Kortikalis des Schenkelhalses (sichtbar nach Aufschleifen der Präparate) platziert. Es kam bei keiner Bohrung zur Perforation der Kortikalis. Jedoch ist die Lage dieser Bohrkanäle insuffizient, da es beim Eindrehen einer DHS mit ihrem größeren Gewindedurchmesser, zum oben beschriebenen Auflaufen an der Kortikalis kommt und somit Fehllagen resultieren.

Bei verschiedenen Arbeiten wurden CT (27), MRI (2,127), konventionelles Röntgen (25,83), Dissektion/Inspektion (111) oder Feinschnitte (15,83) zur Verifizierung der Bohr- oder Implantatlage herangezogen. Da all diese Messtechniken und bildgebende Verfahren Fehlern und Toleranzen unterliegen, ist von Ungenauigkeiten bei den Messungen und Auswertungen auszugehen.

### 4.3.1 Beurteilung der Genauigkeit der Bohrungen

Genauigkeitsangaben wurden bei der oben erwähnten Literatur bei Mayman et al. gemacht. Er benützte zur Verifizierung der Genauigkeit die zentrale Lage im Femurkopf („tip-apex distance“) 5 mm subchondral und die Zahl der fehlgeschlagenen Bohrungen. Die Abweichungen liegen im Vergleich der hier vorgestellten Arbeit jedoch höher mit Mittelwerten von 6,3 – 3,5 mm. Es wurde kein signifikanter Unterschied zwischen konventioneller Technik und C-Arm-Navigation hinsichtlich Genauigkeit eruiert, jedoch wurden weniger Bohrversuche bei der C-Arm-Navigation benötigt (74).

Bei der Arbeit von Beckmann wurde mit einem Gipsimplantat eine Osteonekrose imitiert. Es wurde eine signifikant erhöhte Genauigkeit der C-Arm-Navigation (Mittel: 0,51 mm) gegenüber der konventionellen Technik (Mittel: 1,1 mm), sowie weniger Bohrversuche, ermittelt (13). Negativ fiel hierbei die Auswertung mit Röntgenbildern bei Bohrungen im dreidimensionalen Raum auf, wie auch die unterschiedliche Anzahl der Versuchsgruppen. Außerdem ist es fraglich inwieweit ein exaktes Zentrum für das Gipsimplantat ermittelt werden konnte.

Eine vergleichbare Studie im Hüftkopfbereich lieferte Ohnsorge et al. (89). Durch die 5 mm-Gipskugel als Zielstruktur, ergab sich der Vorteil, dass es beim direkten Anbohren der Kugel zu keiner ungewollten Dislokation kommen konnte. Es wurde die Distanz der Bohrspitze vom Zentrum der Kugel gemessen (Gruppe A) und zusätzlich die Abweichung von einer vorgegebenen Richtung bestimmt (Gruppe B). Außer der Bohrmaschine wurde eine Bohrhülse getrennt navigiert. Durch die Bohrhülse selbst war eine extraossäre Verformung des Bohrers ausgeschlossen und konnte nur auf die intraossäre Verbiegung reduziert werden. Die erhöhte Genauigkeit durch Verwenden der navigierten Bohrhülse wurde auch bei anderen Implantaten im Hüftkopfbereich (42) und Pedikelbohrungen (95) bestätigt. Die erzielten Daten korrelieren mit denen in dieser Arbeit vorgestellten Werte. Es wurde Zielpunkt-Abweichungen von 0 - 3.5 mm bei einer Achsabweichung von 0° – 7° ermittelt. Die Daten wurden mit 3D-CT und makroskopischen Querschnitten verifiziert. Dem dabei verwendeten flouroskopiegestützten System wurde eine hohe Genauigkeit bescheinigt.

Weitere Genauigkeitsanalysen der C-Arm-Navigation wurden bei der Verriegelung intramedullärer Implantate am distalen Femur bei 50 Bohrungen an Plastikmodellen von Hofstetter et al. (46) durchgeführt, sie konnten eine ausreichende Genauigkeit verzeichnen. Slomczykowski et al bestätigte den Versuch, allerdings mit 20 Bohrungen an Humanpräparaten (105). Bei diesen Versuchen musste eine 4,5 mm Bohrung genau in das Verriegelungsloch (5,2 mm) des Marknagels zentriert werden. Hierbei konnte eine Berührung des Bohrers mit dem Verriegelungsloch bei der 1. Serie in 20% und der 2. Serie mit 30% verzeichnet werden. Weitere Studien mit ausreichender Genauigkeit wurde von Berlemann et al. publiziert (14). Bei all diesen Arbeiten konnte eine Erhöhung

der Genauigkeit der C-Arm-Navigation gegenüber der konventionellen Methode gezeigt werden. Hofstetter et al. untersuchte die Systemgenauigkeit der flouroskopischen Navigation. Bei dieser standardisierten Untersuchung wurde an einem definierten Körper mit 8 Stahlkugeln ein maximaler Fehler von 0,2 mm festgestellt (46). Foley (25) benützte eine navigierte Ahle bei einer C-Arm-Navigation an lumbalen, humanen Wirbeln und konnte eine Genauigkeit von  $0,97 \pm 0,4$  mm, bei einer Ortstreue von 3 mm, erzielen. Bei dem Versuch wurde ein mathematischer Abgleich des Navigationsbildes mit den parallel dazu angefertigten Flouroskopiebildern angefertigt. Jedoch wurde bei Foley die Ahle mit dem Flouroskopie-C-Arm des Navigationssystems erfasst, womit der Fehler der Bildverzerrung mit in die Auswertung eingebracht wurde.

Die Genauigkeit ist außerdem von der verwendeten Software abhängig, die allerdings nur durch die Herstellerfirmen zu beeinflussen ist.

Die graphische Auswertung ist stark von der Qualität des zu Verfügung stehenden CT-Datensatzes abhängig. Die CT-Schichtdicke wurde durch das Scanprotokoll vorgegeben. In der x- und y-Abweichung ergibt sich eine Genauigkeit von 0,45 mm und in der z-Abweichung 0,6 mm. Bei einem Bohrkanal von 3,2 mm sind es wenig Schichten in der die Mittelpunkte bei der Auswertung zur Darstellung kommen. Durch Verkleinerung der Schichtdicke und des Inkrements (Schichtüberlappung) kann eine Erhöhung der Genauigkeit bezüglich der Auswertung erzielt werden.

Zusätzlich können bei der manuell („Plazieren des Fadenkreuz-Cursors von Hand“) durchgeführten graphischen Auswertung Abweichung beim Festlegen der Koordinaten am PC-Monitor resultieren. Ein Vorteil der hier verwendeten Stahlkugel liegt in der geometrisch exakten Erfassung des Zentrums der Kugel.

Allerdings sind bei den hier verwendeten Stahlimplantaten Artefakte im CT-Bild aufgetreten, die jedoch mit Filter- und Glättungsprogramme mit dem Computer weitgehend eliminiert werden konnten, sodass eine visuelle Beurteilung jederzeit möglich war. Es wird in der Literatur auf die Beeinflussung der Genauigkeit bei der Bildauswertung bezüglich des verwendeten Material hingewiesen (36,66).

Die Ortserkennung im Raum wird maßgeblich von dem Navigationssystem bestimmt. So konnte im Laborversuch die Erkennung der Instrumente durch Verwendung von drei, anstatt von zwei Kameras erhöht werden (24). Bei Verwendung von Laser- und der hier verwendeten Infrarottechnik (0,4 – 1,0 mm) als Detektionssystem (34,84) konnte eine höhere Genauigkeit als bei den mechanisch, elektromagnetischen und Ultraschall (0,8 – 3,0 mm) gesteuerten Systemen gezeigt werden (19,63,92,100,124). Bei der hier vorgestellten Studie wurde mit dem Navigationssystem SurgiGATE® eine Ortstreue mit Infrarotdioden von 0,15 mm erreicht (82). Außerdem können optoelektronische Systeme nicht durch ferromagnetische Irritationen in der Umgebung beeinflusst werden (100). Zu weiteren Ungenauigkeiten der Bohrungen kann es durch Bewegungen zwischen dem zu navigierenden Objekt und den verwendeten Instrumenten kommen. Die Bewegung des eingespannten Femurs während des Bohrvorganges konnte nur bei der C-Arm-Navigation mit der angebrachten, navigierten DRB überprüft werden, die bei den konventionellen Bohrungen fehlt. Fehler können selbst durch die Anwendung der DRB resultieren. Durch eine unbemerkte Positionsänderung der Referenzierungsbasis kann die gesamte Darstellung des virtuellen und realen Bildes verändert werden (7,94,98,110). Bei der hier durchgeführten Studie trat keine Manipulation der fest im Kunststoffknochen fixierten DRB auf.

Durch die vorgegebene Mechanik kommt es bei beiden Bohrvarianten zu Tolleranzen. Bei der beschriebenen Einjustierung auf Lage und Länge der Instrumente wird im vorgestellten Versuch die Bohrmaschine geortet und nicht die Spitze des Bohrers. Somit korrespondiert die Position des virtuellen Bohrers am Bildschirm nicht unbedingt mit der realen Bohrerlage und Bohrerlänge im Knochen (52). Daher empfehlen einige Autoren eine zusätzliche Röntgenkontrolle während des Bohrvorganges, da aus der fehlenden Visualisierung Fehlweisungen entstehen können (31,94,101). Aus diesem falschen Feedback musste Schep einen Bohrvorgang abbrechen (98).

Einer der Hauptgründe für die Reduktion der Genauigkeit wird in der mechanischen Verformungen des C-Armes bei der Visualisierung von a.p. zu seitlichen Ebenen angeführt (46,91,97,99). Ein weiterer negativer Einfluss der Genauigkeit liegt in Bildverzerrungen oder magnetischen Einflüssen, die durch die Anordnung von Röntgen-Strahlenquelle und Detektor bedingt sind (57). Zur

Verringerung von Fehlern wurde vor jedem Versuch eine Kalibrierung des Systems durchgeführt, wodurch eine ausreichende Systemgenauigkeit für das flouroskopiebasierte SurgiGATE® Navigationssystem festgestellt werden konnte. Bei der Detektion von 8 Stahlkugeln in einem definierten Körper konnte unter Standardbedingungen eine Genauigkeit für die Verformung von 0,55 – 2,34 mm im Navigationsfeld angegeben werden. Dieser Versuch widerlegte allerdings die Annahme von Nolte et al. (83), dass Navigationssysteme im Submillimeterbereich arbeiten.

#### **4.3.2 Beurteilung des Zusammenhangs der Bohrkanallänge und der Zielpunktabweichung.**

Bei der manuellen, sowie der C-Armgestützten Bohrung musste von einer mechanischen Verbiegung des Bohrers mit Abhängigkeit der Bohrerstärke während des Bohrvorganges ausgegangen werden. Dabei wurde angenommen, je länger der Bohrkanal ( $l$ ) angelegt wird, desto größer würde die Abweichung ( $d$ ) zur Zielkugel resultieren.

An einem Hartschaumstoffmodell wurde die Abhängigkeit von Bohrerdurchmesser und Bohrweg in der Studie von Hübner et al. (54) quantifiziert. Es wurde die Bohrweglänge bei einer Abweichung von der Zielstruktur von 2, 4, 6 mm für einen 2,5-, 3,2-, 3,5-, 4,5-mm Bohrer ermittelt. Für die hier vorgelegte Studie war zum Vergleich die Abweichung von 2 mm, des 3,2-mm Bohrers von Interesse, die bei Hübner et al  $< 77$  mm betrug.

Bei der manuellen Bohrung mit dem 3,2-mm Bohrer unterschritten alle, bis auf eine Bohrung, die 77 mm Bohrkanallänge (64,1 – 77,9 mm, 100° Bohrung).

Bei den C-Arm-navigierten Bohrungen wurde in einem Bereich (50,6 – 62,1 mm, 100° Bohrung) gebohrt, der eine ausreichende Bohrersteifigkeit garantierte. Der verlängerte Bohrweg bei den manuellen Bohrungen resultierte aus dem fehlenden Anschlag des Bohrständers. Allerdings konnte gezeigt werden, dass bei den längeren, manuellen Bohrungen eine größere Streuung der Werte vom Ziel resultierte, als bei der C-Arm-Navigation. Dies deckt sich mit der Aussage in der

Arbeit von Hüfner. Der Unterschied der Bohrweglänge der beiden Methoden ist zu gering um eine valide Aussage treffen zu können.

In einer Folgearbeit von Hüfner wurde derselbe Versuchsaufbau gewählt und zusätzlich unterschiedliche Bohrerlängen in die Messungen einbezogen. Die Abweichung nahm mit ansteigender Bohrerlänge und Bohrweg bei der 2,5 mm und 3,2 mm Bohrung zu, jedoch nicht bei der 3,5 mm und 4,5 mm Bohrung (52).

#### **4.3.3 Beurteilung der Richtung der Zielabweichung**

Bei der manuellen Bohrung ergab sich eine erhöhte Streuung der Werte und größere Maximalwerte der Abweichung der Bohrkanäle zur Kugel. Auffällig war die einseitige Verteilung der Werte entlang der Y-Achse. Die Verteilung bei der konventionellen Bohrung lag überwiegend im ventralen Bereich des Hüftkopfes, bis auf 2 Bohrkanäle, die sich im dorsalen Bereich befanden. In kranio/kaudaler Ausrichtung waren die Bohrungen mehr kaudal verteilt.

Fast spiegelbildlich verhält es sich bei der C-Arm-Navigation. Bis auf eine Bohrung lagen alle Bohrungen dorsal. Unterschiede zwischen der 100° und der 135° Bohrung fanden sich in beiden Gruppen nicht.

Die einseitige Abweichung der Werte kann durch die standardisierten Bedingungen bei der C-Arm-Navigation mit vorgegebenem Bohrweg durch die manuelle Führung des Bohrvorganges mit unterschiedlichem Bohrdruck bedingt sein. Bei der manuellen Freihand-Bohrung wurde mit unterschiedlichem Druck und Bewegungen gearbeitet.

Eine weitere Erklärung für die einseitige Verteilung kann ein nicht senkrecht Aufsetzen der Bohrerspitze auf der Knochenoberfläche durch den vorgegebenen Implantationswinkel der DHS sein. Hierbei kann es beim Anbohren der Kunststoffkortikalis zu einem einseitigen Abweichen durch den Schliff des Bohrers kommen. Da diese Abweichung erst nach der Auswertung der Daten ersichtlich wurde, sollte dieser Sachverhalt durch Bohren in gegenläufiger Richtung in nachfolgenden Arbeiten überprüft werden.

Da bei allen Versuchen der gleiche C-Arm, Bohrmaschine und Navigationssystem benutzt wurde, kann somit von einem systematischen Fehler ausgegangen werden. Ein Grund für die einseitigen Abweichungen der Bohrungen konnte nicht eindeutig verifiziert werden, jedoch wird die Genauigkeit durch Summationseffekte der einzelnen Komponenten, wie Bohrfuttertoleranzen, Bohrerrotation, C-Armverbiegungen, Bildverzerrungen oder Softwareabweichungen negativ beeinflusst. Die Werte liegen jedoch unseres Erachtens am proximalen Femur in einer ausreichenden Genauigkeit.

## 5. ZUSAMMENFASSUNG

In der hier vorgelegten Studie wurden Untersuchungen von Bohrungen in konventioneller Weise mit C-Arm-Durchleuchtung im Vergleich zu C-Arm-Navigation vorgestellt.

Ziel war es die Genauigkeit von Bohrungen an homogenen Kunststoffemura zu ermitteln. Hierzu wurde als Zielstruktur eine 4 mm Stahlkugel in den Hüftkopf platziert, die es möglichst zentral im Mittelpunkt mit einem 3,2 mm Bohrer zu treffen galt. Die Bohrungen wurden im klinisch relevanten Winkel von 100° und 135° angelegt. Bei der konventionellen Standardtechnik wurde die im klinischen Alltag üblichen Durchleuchtungseinstellungen gewählt und in Freihandführung gebohrt. Bei der C-Arm-Navigation wurde die Zielweisung mit einem Bohrständer mit einer CAS-Bohrmaschine (Computer Assisted Surgery) untersucherunabhängige Bedingungen gewährleistet. Bis auf den Bohrständer wurden ausschließlich praxisübliche OP-Instrumente und klinische Messeinrichtungen verwendet.

Um die im klinischen Routinealltag erreichte Genauigkeit darzustellen, wurde eine graphische Auswertung von konventionell, implantierten, dynamischen Hüftschrauben den Bohrversuchen vorangestellt.

Die Bohrkanäle wurden mittels CT in Dünnschichttechnik, visueller Oberflächenbeurteilung und mechanisches Aufschleifen der Kunststoffknochen ausgewertet und beurteilt.

Mit den ermittelten CT-Koordinaten konnte der kleinste Abstand des virtuell verlängerten Bohrkanals zum Zielkugelmittelpunkt mit dreidimensionaler Vektorrechnung ermittelt werden. Weiterhin konnten die Daten für eine räumliche Zuordnung der Bohrkanäle zur Kugel herangezogen werden.

Schlussfolgerungen:

1. Bei der konventionellen Platzierung dynamischer Hüftschrauben konnten bei der graphischen Auswertung hohe Abweichungen festgestellt werden.
2. Bei den Bohrversuchen konnte bei keinem der Präparate eine Oberflächenperforation verifiziert werden.
3. Es konnte gezeigt werden, dass ein längerer Bohrweg mit einer geringeren Genauigkeit einhergeht. Ob dies allerdings auf eine mechanische Verbiegung des Bohrers oder eine schlechtere Zielführung zurückzuführen ist, konnte nicht geklärt werden.
4. Die C-Arm-navigierte Bohrung erzielte eine höhere Genauigkeit bei geringerer Streuung der Werte um die Zielkugel im Vergleich zur manuellen Freihandbohrung. Bei 135°-Bohrkanal konnte eine größere Streuung der Zielwerte als bei der 100°-Bohrung beobachtet werden, wobei sich dieser Trend bei beiden Techniken gleich abzeichnete.
5. Bei der räumlichen Anordnung der Bohrkanäle zur Kugel zeigte sich bei allen Femurpräparaten eine überwiegend einseitige Verteilung in ventral/dorsaler Richtung bei beiden Techniken. Dies ist auf eine Summation von Toleranzen, der Verbiegung des C-Arms und Bildverzerrungen zurückzuführen. Bei den kaudal/kranialen Abweichungen wurde eine homogene Verteilung der Werte beobachtet. Unterschiede zwischen der 100° und 135°-Bohrung konnte nicht festgestellt werden.
6. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Genauigkeit bei den C-Arm navigierten Bohrungen von verschiedenen Faktoren, wie Navigationssystem, dem C-Arm-Bildwandler selbst, chirurgische Instrumente, sowie dem chirurgischen Können beeinflusst wird.

## 6. LITERATURVERZEICHNIS

1. **Altman DT, Jones CB, Routt ML Jr.** Superior gluteal artery injury during iliosacral screw placement. *J Orthop Trauma* 13: 220-227 (1999)
2. **Amiot LP, Lang K, Puthier M, Zippel H, Labelle H** Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar and sacral spine. *Spine* 25: 606-614 (2000)
3. **Amiot LP, Poulin F** Computed tomography-based navigation for hip, knee, and spine surgery. *Clin Orthop Relat Res*: 77-86 (2004)
4. **Apuzzo ML, Sabshin JK** Computed tomographic guidance stereotaxis in the management of intracranial mass lesions. *Neurosurgery* 12: 277-285 (1983)
5. **Arand M, Hartwig E, Hebold D, Kinzl L, Gebhard F** Präzisionsanalyse navigationsgestützt implantierter thorakaler und lumbaler Pedikelschrauben. Eine prospektive klinische Studie. *Unfallchirurg* 104: 1076-1081 (2001)
6. **Arand M, Hartwig E, Kinzl L, Gebhard F** Spinal navigation in tumor surgery of the thoracic spine: first clinical results. *Clin Orthop*: 211-218 (2002)
7. **Arand M, Kinzl L, Gebhard F** Sources of error and risks in CT based navigation. *Orthopade* 31: 378-384 (2002)
8. **Arand M, Schempf M, Kinzl L, Fleiter T, Pless D, Gebhard F** Precision in standardized Iso-C-Arm based navigated boring of the proximal femur. *Unfallchirurg* 104: 1150-1156 (2001)
9. **Bankes MJ, Simmons JM, Catterall A** Hip arthrodesis with the dynamic hip screw. *J Pediatr Orthop* 22: 101-104 (2002)

10. **Barnett GH, Miller DW, Weisenberger J** Frameless stereotaxy with scalp-applied fiducial markers for brain biopsy procedures: experience in 218 cases. *J Neurosurg* 91: 569-576 (1999)
11. **Bartl R, Hofer F** Placement of anti-rotation screw using a fixed parallel bore guide device in dynamic hip screw management of hip para-articular femoral fractures. *Unfallchirurgie* 22: 85-87 (1996)
12. **Baumgaertner MR, Solberg BD** Awareness of tip-apex distance reduces failure of fixation of trochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 79: 969-971 (1997)
13. **Beckmann J, Goetz J, Baethis H, Kalteis T, Grifka J, Perlick L** Precision of computer-assisted core decompression drilling of the femoral head. *Arch Orthop Trauma Surg* 126(6): 374-379 (Aug 2006)
14. **Berlemann U, Slomczykowski M, Langlotz R, Hofstetter M, Sati M, Visarius H, Nolte LP** Computerassistenz in der Orthopädischen Chirurgie. *Sportorthopädie - Sporttraumatologie* 15.3: 155-159 (1999)
15. **Berlemann U, Monin D, Arm E, Nolte LP, Ozdoba C** Planning and insertion of pedicle screws with computer assistance. *J Spinal Disord* 10: 117-124 (1997)
16. **Bernsmann K, Langlotz U, Ansari B, Wiese M** Computer-assisted navigated cup placement of different cup types in hip arthroplasty-a randomised controlled trial. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 139: 512-517 (2001)
17. **Bonnaire F, Hellmund R, Lein T** DHS Stärken und Schwächen der Platten-Schrauben-Kombination. *Trauma Berufskrankheit (Zeitschrift), Springer Verlag* 2(5): 162-170 (2003)
18. **Borner M, Lahmer A, Wiesel U** Computer-assisted surgery for hip endoprosthesis. *Z Arztl Fortbild Qualitätssich.* 93: 253-258 (1999)
19. **Carl AL, Khanuja HS, Sachs BL, Gatto CA, vom Lehn J, Vosburgh K, Schenck J, Lorenzen W, Rohling K, Disler D** In vitro simulation. *Early*

- results of stereotaxy for pedicle screw placement. Spine 22: 1160-1164 (1997)
20. **Clarke R, Horsley V** On a method of investigating the deep ganglia and tracts of the central nervous system (cerebellum). BMJ 2: 1799-1800 (1906)
  21. **Conn KS, Hallett JP** A simple laser guide to reduce the screening time during the insertion of dynamic hip screws. Injury 29: 539-541 (1998)
  22. **DiGioia AM, Jaramaz B, Colgan BD** Computer assisted orthopaedic surgery. Image guided and robotic assistive technologies. Clin Orthop: 8-16 (1998)
  23. **Euler E, Wirth S, Pfeifer KJ, Mutschler W, Hebecker A** 3D-Bildgebung mit einem mobilen isozentrischen C-Bogen. Electromedica 68/2: 122-126 (2000)
  24. **Faul I** A theoretical comparison of 2-camera and 3-camera optical localizers with active or passive instrumentation. Proceedings, 4th Medivion User Meeting: 13 (2001)
  25. **Foley KT, Simon DA, Rampersaud YR** Virtual fluoroscopy: computer-assisted fluoroscopic navigation. Spine 26: 347-351 (2001)
  26. **Frank J, Militz M, Bühren V, Mack M, Marzi I** Navigation - Erfahrungen zu Kosten und Nutzen in der Extremitätenversorgung. Trauma Berufskrankheit, Springer Verlag 6(2): 191-196 (2006)
  27. **Fritsch E, Duchow J, Seil R, Grunwald I, Reith W** Accuracy of fluoroscopic navigation of pedicle screws. CT-based evaluation of bone screw placement. Orthopäde 31: 385-391 (2002)
  28. **Gautier E, Bachler R, Heini PF, Nolte LP** Accuracy of computer-guided screw fixation of the sacroiliac joint. Clin Orthop Relat Res 310-317 (2001)
  29. **Gebhard F, Kinzl L, Arand M** Navigation - Erfahrung zu Kosten und Nutzen. Trauma Berufskrankheit, Springer Verlag 6 Suppl 2: 202-206 (2004)

30. **Gebhard F, Kinzl L, Arand M** Computer-assisted surgery. Unfallchirurg 103: 612-617 (2000)
31. **Gebhard F, Kinzl L, Arand M** Limits of CT-based computer navigation in spinal surgery. Unfallchirurg 103: 696-701 (2000)
32. **Gebhard F, Kraus M, Schneider E, Arand M, Kinzl L, Hebecker A, Batz L** Radiation dosage in orthopedics - a comparison of computer-assisted procedures. Unfallchirurg 106: 492-497 (2003)
33. **Gertzbein SD, Robbins SE** Accuracy of pedicular screw placement in vivo. Spine 15: 11-14 (1990)
34. **Glossop ND, Hu RW, Randle JA** Computer-aided pedicle screw placement using frameless stereotaxis. Spine 21: 2026-2034 (1996)
35. **Grunert P, Muller-Forell W, Darabi K, Reisch R, Busert C, Hopf N, Perneczky A** Basic principles and clinical applications of neuronavigation and intraoperative computed tomography. Comput Aided Surg 3: 166-173 (1998)
36. **Grutzner PA, Beutler T, Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Nolte LP** Intraoperative three-dimensional navigation for pedicle screw placement. Chirurg 75: 967-975 (2004)
37. **Grutzner PA, Suhm N** Computer aided long bone fracture treatment. Injury 35 Suppl 1: 57-64 (2004)
38. **Haberland N, Ebmeier K, Grunewald JP, Hliscs R, Kalff RL** Incorporation of intraoperative computerized tomography in a newly developed spinal navigation technique. Comput Aided Surg 5: 18-27 (2000)
39. **Hamelinck HK, Haagmans M, Snoeren MM, Biert J, van Vugt AB, Frolke JP** Safety of computer-assisted surgery for cannulated hip screws. Clin Orthop Relat Res 455: 241-245 (2007)

40. **Handels H, Ehrhardt J, Plotz W, Poppl SJ** Three-dimensional planning and simulation of hip operations and computer-assisted construction of endoprotheses in bone tumor surgery. *Comput Aided Surg* 6: 65-76 (2001)
41. **Heilbrun MP** Optimization of cranial resections. *Stereotact Funct Neurosurg* 76: 140-144 (2001)
42. **Hess T, Gampe T, Kottgen C, Szawlowski B** Intraoperative navigation for hip resurfacing. Methods and first results. *Orthopade* 33: 1183-1193 (2004)
43. **Hill DL, Maurer CR, Jr., Maciunas RJ, Barwise JA, Fitzpatrick JM, Wang MY** Measurement of intraoperative brain surface deformation under a craniotomy. *Neurosurgery* 43: 514-526 (1998)
44. **Hitchcock E, Oppitz P, Donaldson AA** Relationships between portions of the third and fourth ventricles. An aid to stereotactic accuracy for posterior fossa stereotaxy. *Neuroradiology* 15: 197-199 (1978)
45. **Hofstetter R, Slomczykowski M, Krettek C, Köppen G, Sati M, Nolte LP** Computer-assisted flouroscopy-based reduction of femoral fractures and antetorsion correction. *Comput Aided Surg* 5: 311-325 (2000)
46. **Hofstetter R, Slomczykowski M, Sati M, Nolte LP** Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation. *Comput Aided Surg.* 4(2): 65-76 (1999)
47. **Holly LT, Foley KT** Intraoperative spinal navigation. *Spine* 28: 54-61 (2003)
48. **Hott JS, Papadopoulos SM, Theodore N, Dickman CA, Sonntag VK** Intraoperative Iso-C C-arm navigation in cervical spinal surgery: review of the first 52 cases. *Spine* 29: 2856-2860 (2004)
49. **Houndsfield G, Ambrose J, Berry B** Compterized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 46: 1016-1022 (1973)

50. **Hufner T, Citak M, Tarte S, Gansslen A, Pohlemann T, Geerling J, Krettek C** Navigated reposition of transverse acetabulum fractures. A precision analysis. Unfallchirurg 106: 968-974 (2003)
51. **Hufner T, Gebhard F, Grutzner PA, Messmer P, Stockle U, Krettek C** Which navigation when? Injury 35 Suppl 1: 30-34 (2004)
52. **Hufner T, Geerling J, Oldag G, Richter M, Kfuri M, Jr., Pohlemann T, Krettek C** Accuracy study of computer-assisted drilling: the effect of bone density, drill bit characteristics, and use of a mechanical guide. J Orthop Trauma 19: 317-322 (2005)
53. **Hufner T, Kfuri M, Jr., Kendoff D, Richter M, Geerling J, Krettek C.** Navigated osteosynthesis of the proximal femur. An experimental study. Unfallchirurg 106: 975-979 (2003)
54. **Hufner T, Gansslen A, Geerling J, Pohlemann T, Rosenthal H, Krettek C** Accuracy analysis of CAS controlled drilling. Abstract book, 1st Annual Meeting of the Society for Computer assisted Orthopaedic Surgery, Davos (7. - 10. 2. 2001)
55. **Hufner T, Pohlemann T, Tarte S, Gansslen A, Citak MSM, Bazak N, Culemann U, Nolte LP, Krettek C** Computer-assisted fracture reduction: novel method for analysis of accuracy. Comput Aided Surg 6: 153-159 (2001)
56. **Jakob M, Rosso R, Weller K, Babst R, Regazzoni P** Avascular necrosis of the femoral head after open reduction and internal fixation of femoral neck fractures: an inevitable complication? Swiss Surg 5: 257-264 (1999)
57. **Jenny JY, Boeri C** Navigated implantation of total knee endoprostheses - a comparative study with conventional instrumentation. Z Orthop Ihre Grenzgeb 139: 117-119 (2001)
58. **Jerosch J, Malms J, Castro WH, Wagner R, Wiesner L** Lagekontrolle von Pedikelschrauben nach instrumentierter dorsaler Fusion der Lendenwirbelsäule. Z Orthop. 130: 479-483 (1992)

59. **John V, Ewen K, Nahser HC, Nau HE, Reinhardt V** Radiation exposure in high resolution computed tomography of the spine. *Strahlentherapie* 160: 100-103 (1984)
60. **Kahler DM** Image guidance: Fluoroscopic navigation. *Clin Orthop Relat Res.* 421: 70-76 (2004)
61. **Kamimura M, Ebara S, Itoh H, Tateiwa Y, Kinoshita T, Takaoka K** 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 (1999)
62. **Kelly PJ** Stereotactic craniotomy. *Neurosurg Clin N Am* 1: 781-799 (1990)
63. **Khadem R, Yeh CC, Sadeghi-Tehrani M, Bax MR, Johnson JA, Welch JN, Wilkinson EP, Shahidi R** Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems. *Comput Aided Surg* 5: 98-107 (2000)
64. **Kothe R, Matthias SJ, Deuretzbacher G, Hemmi T, Lorenzen M, Wiesner L** Computer navigation of parapedicular screw fixation in the thoracic spine: a cadaver study. *Spine* 26: 496-501 (2001)
65. **Kwasny O, Fuchs M** The dynamic hip screw for the management of per- and subtrochanteric femoral fractures. *Unfallchirurg* 94: 430-435 (1991)
66. **Laine T, Lund T, Ylikoski M, Lohikoski J, Schlenzka D** Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *Eur Spine J* 9: 235-240 (2000)
67. **Laine T, Schlenzka D, Makitalo K, Tallroth K, Nolte LP, Visarius H** Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer-assisted surgery. A prospective clinical trial of 30 patients. *Spine* 22: 1254-1258 (1997)
68. **Langlotz F, Bachler R, Berlemann U, Nolte LP, Ganz R** Computer assistance for pelvic osteotomies. *Clin Orthop*: 92-102 (1998)

69. **Lavallee S, Troccaz J, Sautot P, Mazier B, Cinquin P, Merloz P, Chirossel J-P** Computer-assisted spinal surgery using anatomy-based registration. In: Taylor RH, Lavallee S, Burdea G, Mosges R, eds. *Computer-Integrated Surgery: Technology and Clinical Applications*. Cambridge, MA: MIT 425-449 (1996)
70. **Levi N, Ingles A, Jr., Klyver H, Iversen BF** Fracture of the femoral neck: optimal screw position and bone density determined by computer tomography. *Injury* 27: 287-289 (1996)
71. **Levi N, Kofoed H** Fracture of the femoral neck: identification of the optimal screw position by migration ratio. *Injury* 24: 393-296 (1993)
72. **Lindequist S** An algorithm for assessment of fracture displacement and pin positions in femoral neck fractures. *Comput Meth Progr Biomed* 42: 127-139 (1994)
73. **Matejka J** DHS (Dynamic Hip Screw) osteosynthesis in an atypical situation. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 69: 308-311 (2002)
74. **Maymann D, Vasarhelyi E.M, Long W, Ellis R.E, Rudan J, Pichora D.R** Computer-Assisted Guidewire Insertion for Hip Fracture Fixation. *J Orthop Trauma* 19(9): 610-615 (2005)
75. **Merloz P, Tonetti J, Eid A, Faure C, Lavallee S, Troccaz J, Sautot P, Hamadeh A, Cinquin P** Computer assisted spine surgery. *Clin Orthop Relat Res* 86-96 (1997)
76. **Merloz P, Tonetti J, Pittet L, Coulomb M, Lavallee S, Sautot P** Pedicle screw placement using image guided techniques. *Clin Orthop* 39-48 (1998)
77. **Merloz P, Tonetti J, Pittet L, Coulomb M, Lavallee S, Troccaz J, Cinquin P, Sautot P** Computer-assisted spine surgery. *Comput Aided Surg* 3: 297-305 (1998)
78. **Mirza SK, Wiggins GC, Kuntz C, York JE, Bellabarba C, Konodi MA, Chapman JR, Shaffrey CI** Accuracy of thoracic vertebral body screw

- placement using standard fluoroscopy, fluoroscopic image guidance, and computed tomographic image guidance: a cadaver study. *Spine* 28: 402-413 (2003)
79. **Mishra P, Jain P, Aggarwal A, Upadhyay A, Maini L, Gautam VK** Intrapelvic protrusion of guide wire during fixation of fracture neck of femur. *Injury* 33: 839-841 (2002)
80. **Mueller M, Jahnich H, Butler-Manuel A** Inadvertent guide wire advancement in hip fracture fixation with fatal outcome. *Injury* 36: 679-680 (2005)
81. **Munding F, Birg W** CT-stereotaxy in the clinical routine. *Neurosurg Rev* 7: 219-224 (1984)
82. **Nolte LP, Visarius H, Arm E, Langlotz F, Schwarzenbach O, Zamorano L** Computer-aided fixation of spinal implants. *J Image Guid Surg* 1: 88-93 (1995)
83. **Nolte LP, Slomczykowski MA, Berlemann U, Strauss MJ, Hofstetter R, Schlenzka D, Laine T, Lund T** A new approach to computer-aided spine surgery: fluoroscopy-based surgical navigation. *Eur Spine J* 9 Suppl 1: 78-88 (2000)
84. **Nolte LP, Zamorano L, Visarius H, Berlemann U, Langlotz F, Arm E, Schwarzenbach O** Clinical evaluation of a system for precision enhancement in spine surgery. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 10: 293-303 (1995)
85. **Noojin FK, Malkani AL, Haikal L, Lundquist C, Voor MJ** Cross-sectional geometry of the sacral ala for safe insertion of iliosacral lag screws: a computed tomography model. *J Orthop Trauma* 14: 31-35 (2000)
86. **Nordin S, Zulkifli O, Faisham WI** Mechanical failure of Dynamic Hip Screw (DHS) fixation in intertrochanteric fracture of the femur. *Med J Malaysia* 56: 12-17 (2001)

87. **Norris TG** Radiation safety in fluoroscopy. Radiol Technol 73: 511-533 (2002)
88. **Ohnsorge JA, Portheine F, Mahnken AH, Prescher A, Wirtz DC, Siebert CH** Computer-assisted retrograde drilling of osteochondritic lesions of the talus with the help of fluoroscopic navigation. Z Orthop Ihre Grenzgeb 141: 452-458 (2003)
89. **Ohnsorge JA, Schkommodau E, Wirtz DC, Wildberger JE, Prescher A, Siebert CH** Accuracy of fluoroscopically navigated drilling procedures at the hip. Z Orthop Ihre Grenzgeb 141: 112-119 (2003)
90. **Ozanian TO, Phillips R** Image analysis for computer-assisted internal fixation of hip fractures. Med Image Anal 4: 137-159 (2000)
91. **Potamianos P, Davies BL, Hibbert RD** A robotic system for minimal access surgery. Proc Instn Mech Engrs 208: 119-126 (1994)
92. **Pott P, Schwarz M** Robots, navigation, telesurgery: state of the art and market overview. Z Orthop Ihre Grenzgeb 140: 218-231 (2002)
93. **Rampersaud YR, Simon DA, Foley KT** Accuracy requirements for image-guided spinal pedicle screw placement. Spine 26: 352-359 (2001)
94. **Richter M, Amiot LP, Neller S, Kluger P, Puhl W** Computer-assisted surgery in posterior instrumentation of the cervical spine: an in-vitro feasibility study. Eur Spine J 9 Suppl 1: 65-70 (2000)
95. **Richter M, Amiot LP, Puhl W** Computer navigation in dorsal instrumentation of the cervical spine-an in vitro study. Orthopade 31: 372-377 (2002)
96. **Rohling R, Munger P, Hollerbach JM, Peter T** Comparison of relative accuracy between a mechanical and an optical position tracker for image-guided neurosurgery. J Image Guid Surg 1: 30-34 (1995)

97. **Schauer D, Nolte LP, Kraft M, Boenick U** Kalibrierung von Röntgenbildverstärkern in der computerassistierten orthopädischen Chirurgie. *Biomed Technik* 43: 524-525 (1998)
98. **Schep NW, Verleinsdonk E, Broeders IA, Kappelhoff F** Internal Fixation of Femoral Neck Fractures with Computer Assisted Surgery. *Eur J Trauma* 29: 268-272 (2003)
99. **Schkommodau E, Soltau J, de la FM, Radermacher K** Examining the accuracy of mechanical stiffness of the C-arm in navigation procedures. *Biomed Tech (Berl)* 47 Suppl 1: 41-43 (2002)
100. **Schlenzka D, Laine T, Lund T** Computer-assisted spine surgery. *Eur Spine J* 9 Suppl 1: 57-64 (2000)
101. **Schnake KJ, König B, Berth U, Schroeder RJ, Kandziora F, Stockle U, Raschke M, Haas NP** Accuracy of CT-based navigation of pedicle screws in the thoracic spine compared with conventional technique. *Unfallchirurg* 107: 104-112 (2004)
102. **Schulze W, Richter J, Klapperich T, Muhr G** Functional outcome of surgical therapy of talus fractures. *Chirurg* 69: 1207-1213 (1998)
103. **Schwarzenbach O, Berlemann U, Jost B, Visarius H, Arm E, Langlotz R, Nolte LP, Ozdoba C** Accuracy of computer-assisted pedicle screw placement. An in vivo computed tomography analysis. *Spine* 22: 452-458 (1997)
104. **Siegel A, Schulz F, Puschel K** Fatal pelvic vein injury caused by guidewire used with the dynamic hip screw. *Unfallchirurg* 104: 182-186 (2001)
105. **Slomczykowski M, Hofstetter R, Strauss M, Bourquin Y, Sati M, Nolte L** Fluoroscopy-based surgical navigation - concept and possible applications. In Nolte LP, Ganz R (eds) *Computer assisted orthopaedic surgery (CAOS)*. Hogrefe&Huber, Bern Stuttgart : 206-217 (1999)

106. **Slomczykowski M, Hofstetter R, Burquin I, Nolte LP, Synder M.** The method of computer-assisted orthopedic surgery based on two-dimensional fluoroscopy: the principles of action. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol* 63: 443-450 (1998)
107. **Slomczykowski M, Roberto M, Schneeberger P, Ozdoba C, Vock P** Radiation dose for pedicle screw insertion. Fluoroscopic method versus computer-assisted surgery. *Spine* 24: 975-982 (1999)
108. **Smith KR, Frank KJ, Bucholz RD** The NeuroStation - a highly accurate, minimally invasive solution to frameless stereotactic neurosurgery. *Comput Med Imaging Graph* 18: 247-256 (1994)
109. **Sochart D** Poor results following internal fixation of displaced subcapital femoral fractures: complacency in fracture reduction. *Arch Orthop Trauma Surg* 117: 379-382 (1998)
110. **Stockle U, Konig B, Dahne M, Raschke M, Haas NP** Computer assisted pelvic and acetabular surgery. Clinical experiences and indications. *Unfallchirurg* 105: 886-892 (2002)
111. **Stockle U, Konig B, Hofstetter R, Nolte LP, Haas NP** Navigation assisted by image conversion. An experimental study on pelvic screw fixation. *Unfallchirurg* 104: 215-220 (2001)
112. **Sugano N, Sasama T, Sato Y, Nakajima Y, Nishii T, Yonenobu K, Tamura S, Ochi T** Accuracy evaluation of surface-based registration methods in a computer navigation system for hip surgery performed through a posterolateral approach. *Comput Aided Surg* 6: 195-203 (2001)
113. **Suhm N, Jacob AL, Zuna I, Roser HW, Regazzoni P, Messmer P** Radiation exposure of the patient by intraoperative imaging of intramedullary osteosyntheses. *Radiologe* 41: 91-94 (2001)
114. **Suhm N, Messmer P, Zuna I, Jacob LA, Regazzoni P** Fluoroscopic guidance versus surgical navigation for distal locking of intramedullary implants. A prospective, controlled clinical study. *Injury* 35: 567-574 (2004)

115. **Thomas AP** Dynamic hip screws that fail. *Injury* 22: 45-46 (1991)
116. **Vaccaro AR, Rizzolo SJ, Balderston RA, Allardyce TJ, Garfin SR, Dolinsdas C, An HS** Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part II: An anatomical and radiographic assessment. *J Bone Joint Surg Am.* 77: 1200-1206 (1995)
117. **Visarius H, Gong J, Scheer C, Haralamb S, Nolte LP** Man-machine interfaces in computer assisted surgery. *Comput Aided Surg* 2: 102-107 (1997)
118. **Weinstein JN, Spratt KF, Spengler D, Birk C, Reid S** Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement. *Spine* 13: 1012-1018 (1988)
119. **Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Grutzner PA** Iso-C(3D0-assisted) navigated implantation of pedicle screws in thoracic lumbar vertebrae. *Unfallchirurg* 106: 907-913 (2003)
120. **Winkler D, Vitzthum HE, Seifert V** Spinal markers: A new method for increasing accuracy in spinal navigation. *Comput Aided Surg* 4: 101-104 (1999)
121. **Wirtz C, Zilkens KW, Adam G, Niethard FU** MRI-controlled outcome after core decompression of the femur head in aseptic osteonecrosis and transient bone marrow edema. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 136: 138-146 (1998)
122. **Wirtz CR, Tronnier VM, Bonsanto MM, Knauth M, Staubert A, Albert FK, Kunze S** Image-guided neurosurgery with intraoperative MRI: update of frameless stereotaxy and radicality control. *Stereotact Funct Neurosurg* 68: 39-43 (1997)
123. **Wu CC, Shih CH** Biomechanical analysis of the dynamic hip screw in the treatment of intertrochanteric fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 110: 307-310 (1991)

124. **Zamorano LJ, Nolte PL, Kadi AM, Jiang Z** Interactive intraoperative localization using an infrared-based system. *Neurological Research* 15: 290-298 (1993)
125. **Zimolong A, Friedrichs D, Portheine F, Traub F, Radermacher K** Adaptive planing model for osteosynthesis of femoral neck fracture. *Biomed Tech (Berl)* 47 Suppl 1 Pt 1: 93-96 (2002)
126. **Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A, Widell EH, Knight GW, Patwardhan AG, Thomas JC, Rothman SL, Fields BT** Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine* 12: 160-166 (1987)
127. **Zippel H, Putzier M, Lang K** Computerassistierte Wirbelsäulen Chirurgie: In: *Wirbelsäulen Chirurgie. Standortbestimmung und Trends* (Hrsg.: H. Reichel, H. Zwipp, W. Hein). Steinkopff-Verlag, Darmstadt: 174-201 (2004)

## DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn PD. Dr. med. Arand für die Überlassung dieses interessanten Themas und seiner kontinuierlichen Hilfe und Förderung meines wissenschaftlichen Denkens, was zum Gelingen dieser Arbeit im hohen Maße beitrug.

Gleichfalls gilt der Dank Herrn Prof. Dr. med. Florian Gebhard, Leiter der Abteilung, der mit wachen Auge die Entwicklung dieser Arbeit verfolgte.

Dank gebührt auch der diagnostischen Radiologie der Universität Ulm, insbesondere Herrn Dr. Thorsten Fleiter und Frau Dr. Daniela Pless, die mit ihrem Fachwissen zur Visualisierung und Auswertung der CT-Daten mir zur Seite standen. Herrn Rudi Becker, möchte ich für seinen Einsatz mit vielen Überstunden, für die zeitraubenden CT-Scans herzlichst danken.

Des weiteren möchte ich mich bei Herrn Dr. Hartmut Lanzinger aus der Abteilung Mathematik für die komplexen Vektorberechnungen bedanken, ohne ihn wären die mathematischen Berechnungen nicht möglich gewesen.

Weiterhin bedanke ich mich bei Herrn Siebeneich, Leiter der Medizintechnik Safranberg, der mich schon bei meiner Medizintechniker-Ausbildung begleitete und die praktische Durchführung der Präparation der Femura ermöglichte.

Auch meinen Dank möchte ich Herrn Albert Görlich und Frau Rosa-Maria Grass Fotoabteilung Uni Ulm ausdrücken, die mir die Bilddokumentation der Gerätschaften ermöglichten.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern Gudrun und Horst Schempf, die mir durch ihre jahrzehntelange, unermüdliche Unterstützung in jeglicher Hinsicht den Weg für all meine Ausbildungen und dieser Arbeit ebneten und ich ohne sie nicht soweit gekommen wäre.

Zuletzt möchte ich mich herzlichst bei meiner Frau Julia und meinem Sohn Linus für ihre Geduld und ihre Unterstützung in familiärer und beruflicher Hinsicht bedanken.

- Publikationen:** Arand M, Schempf M, Fleiter T, Kinzl L, Gebhard F.  
Qualitative and quantitative accuracy of CAOS in a standardized in vitro spine model. Clin Orthop Relat Res. 450: 118-128 (2006)
- Arand M, Schempf M, Hebold D, Teller S, Kinzl L, Gebhard F.  
Precision of navigation-assisted surgery of the thoracic and lumbar spine. Unfallchirurg 106(11): 899-906 (2003)
- Arand M, Schempf M, Kinzl L, Fleiter T, Pless D, Gebhard F.  
Precision in standardized Iso-C-Arm based navigated boring of the proximal femur. Unfallchirurg 104(12): 1150-1166 (2001)