

Aus dem Universitätsinstitut für Radiologie des Universitätsspitals Basel  
Prof. Dr. med. Wolfgang Steinbrich

Arbeit unter der Leitung von  
Prof. Dr. med. Augustinus Ludwig Jacob

**Positionierungsgenauigkeit in einem registrierungsfreien, CT-basierten  
Navigationssystem**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der gesamten Heilkunde  
vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Universität Basel

von

Daniel Andreas Brandenberger, Winterthur ZH

Von der Medizinischen Fakultät der Universität Basel genehmigt auf Antrag  
von Prof. Dr. med. Augustinus Ludwig Jacob

Koreferent: PD Dr. P. Messmer

Tag der Promotion: 25. April 2008

# Inhaltsverzeichnis

---

<b>1. Zusammenfassung</b> .....	3
<b>2. Einleitung</b> .....	5
<b>2.1 X-Strahlen</b> .....	5
<b>2.2. Stereotaxie</b> .....	6
<b>2.3. Navigation</b> .....	8
<b>2.4. Registrierung</b> .....	10
<b>2.5. Navigationssysteme</b> .....	12
<b>2.5.1. Patientenbasierte Navigation</b> .....	12
<b>2.5.2. Modalitätsbasierte Navigation</b> .....	12
<b>2.6. Bildgeführte Therapie am Universitätsspital Basel</b> .....	14
<b>2.6.1. CARCAS-Gruppe</b> .....	14
<b>2.6.2. Navigationsanwendungen</b> .....	14
<b>2.6.3. Systemgenauigkeitsmessungen</b> .....	15
<b>2.7. Problemstellung</b> .....	15
<b>3. Methoden</b> .....	17
<b>3.1. Infrastruktur</b> .....	17
<b>3.1.1. Multifunctional Image-Guided Therapy Suite (MIGTS)</b> .....	17
<b>3.1.1.1 Raumzonen</b> .....	18
<b>3.1.2. Advanced Workplace for Image-Guided Surgery (AWIGS)</b> .....	19
<b>3.2. Navigation</b> .....	21
<b>3.2.1. Hardware</b> .....	21
<b>3.2.2. Software</b> .....	23
<b>3.2.3. Kalibration</b> .....	25
<b>3.3. Messtechniken</b> .....	26
<b>3.3.1. Phantom</b> .....	26
<b>3.3.2. Bildakquisition</b> .....	27
<b>3.3.3. Bildverarbeitung</b> .....	27
<b>3.4. Test-Konfigurationen</b> .....	28
<b>3.4.1. Z-translationale Positionierungsgenauigkeit</b> .....	29
<b>3.4.1.1. Translationen innerhalb der CT-Zone</b> .....	29
<b>3.4.1.2. Translationen in die OP-Zone</b> .....	30

3.4.2. <i>Y-translationale Positionierungsgenauigkeit</i> .....	30
3.4.3. <i>Präzision des Dockvorganges</i> .....	31
3.4.4. <i>Y-translationale Distanzmessungsgenauigkeit</i> .....	32
3.4.5. <i>Kalibrationsgenauigkeit</i> .....	32
3.4.5.1. <i>Normale Kalibration</i> .....	32
3.4.5.2 <i>Kalibration unter Einbeziehung der CT-Positionierungsgenauigkeit</i> .....	33
<b>4. Resultate</b> .....	35
<b>4.1. Test-Konfigurationen</b> .....	35
4.1.1. <i>Z-translationale Positionierungsgenauigkeit</i> .....	35
4.1.1.1. <i>Translationen innerhalb der CT-Zone</i> .....	35
4.1.1.2. <i>Translationen in die OP-Zone</i> .....	36
4.1.2. <i>Y-translationale Positionierungsgenauigkeit</i> .....	41
4.1.3. <i>Präzision des Dockvorganges</i> .....	42
4.1.4. <i>Y-translationale Distanzmessungsgenauigkeit</i> .....	44
4.1.5. <i>Kalibrationsgenauigkeit</i> .....	45
4.1.5.1. <i>Normale Kalibration</i> .....	45
4.1.5.2 <i>Kalibration unter Einbeziehung der CT-Positionierungsgenauigkeit</i> .....	46
<b>5. Diskussion</b> .....	47
<b>6. Schlussfolgerungen</b> .....	52
<b>7. Literatur</b> .....	53
<b>8. Verdankungen</b> .....	60
<b>9. Curriculum vitae</b> .....	61

# 1. Zusammenfassung

---

**Hintergrund.** In der bildgeführten Therapie (Image-Guided Therapy, IGT) werden immer mehr Anstrengungen unternommen, bildgebende Modalitäten in den Operationssaal zu integrieren. Der Vorteil liegt darin, dass aufwendige Registrierungsvorgänge, welche den räumlichen Zusammenhang zwischen Patientenanatomie und Bilddatensatz wiederherstellen, nicht nötig sind und Veränderungen des Operationsvolumens intraoperativ überwacht werden können. Ausgehend von diesen Überlegungen wurde an unserem Krankenhaus ein spezialisierter Operationssaal (Multifunctional Image-Guided Therapy Suite, MIGTS) zusammen mit einem Industriepartner entwickelt. In dieser sterilen Arbeitsumgebung können Angiographien und Computertomographien (CT) durchgeführt werden ohne den Patienten umzulagern. Realisiert wird dies durch einen „Advanced Workplace for Image-Guided Surgery“ (AWIGS), bestehend aus einem spezialisierten Operationstisch mit einem strahlendurchlässigen Transferboard, welches dem Patienten als permanente Unterlage dient und direkt auf einen passenden CT-Tisch geschoben werden kann. Dies ermöglicht die Implementation eines in unserem Hause entwickelten „modalitätsbasierten“ Navigationssystems, wo Instrumente im Koordinatensystem der bildgebenden Modalität abgebildet werden. Um die Genauigkeit dieses Systems nach erfolgter Kalibration beizubehalten, muss der Computertomograph anhand der Koordinaten eines gescannten Zielobjektes fähig sein, dieselbe Position wiederholt anzufahren und identische Bildvolumina zu erzeugen. Wir haben die Positionierungsgenauigkeit in unserer Navigationsanwendung und deren Auswirkung auf die Navigationsgenauigkeit mittels einer grossen Serie an Genauigkeitsmessungen in unserem System untersucht.

**Methoden.** Insgesamt  $N = 154$  Bildvolumina eines spezialisierten Phantoms wurden nach Anfahren jeweils identischer Transferboard-Positionen akquiriert. Zwischen den Scans haben wir das Board um unterschiedliche Distanzen entlang verschiedener Achsen verschoben. Nacheinander generierte Bildvolumina wurden auf translationale Verschiebungen innerhalb des Referenzsystems des Computertomographen geprüft. Dabei haben wir den Einfluss der Position des Phantoms auf dem Transferboard sowie die Auswirkung von unterschiedlich verteiltem Gewicht auf dem Board bei den verschiedenen Translationen untersucht. Die Genauigkeit des Navigationssystems nach vorangegangener Kalibration ( $N = 12$ ) wurde bestimmt. Da die Navigationsgenauigkeit spätestens beim nächsten Scan ohne

vorangegangene Kalibration von der Positionierungsgenauigkeit des Transferboards innerhalb der Modalität abhängt, haben wir einen Test entworfen, der dieser Tatsache Rechnung trägt und die Positionierungsgenauigkeit des Transferboards in die Kalibrationsgenauigkeit mit einbezieht.

**Resultate.** Die initiale Kalibrationsgenauigkeit des Systems liegt bei  $2.1 \pm 0.7$  mm ( $N = 12$ ). Unter Einbeziehung der Positionierungsgenauigkeit des Transferboards innerhalb der Modalität beträgt die Kalibrationsgenauigkeit  $3.0 \pm 0.9$  mm ( $N = 10$ ). Fälle von translationalen Verschiebungen wurden detektiert und einem systematischen Fehler beim Docken des Transferboards zum CT-Tisch zugeordnet ( $10.9 \pm 0.9$  mm,  $N = 8$ ). Ein Skalierungsfehler von  $(0.83 \pm 0.03) : 1$  in der Distanzausgabe des AWIGS bei Höhenveränderung des Transferboards ( $N = 8$ ) wurde erkannt.

**Interpretation.** Die erreichte Genauigkeit stufen wir als ausreichend für ein breites Spektrum an Anwendungen in der Chirurgie und der interventionellen Radiologie ein. Dies wird auch durch die ersten klinischen Anwendungen des Systems bestätigt, bei welchen unser Prototyp aufgrund der in dieser Arbeit aufgezeigten Probleme zwischen den Interventionen rekaliibriert wurde. Mittlerweile wurde eine korrekte Referenzierung des Transferboards zum CT-Tisch sowie des CT-Tisches zur CT-Gantry durch den Hersteller verwirklicht, trotzdem müssen im Betrieb regelmässige Genauigkeitsmessungen zur Qualitätssicherung eingeplant werden.

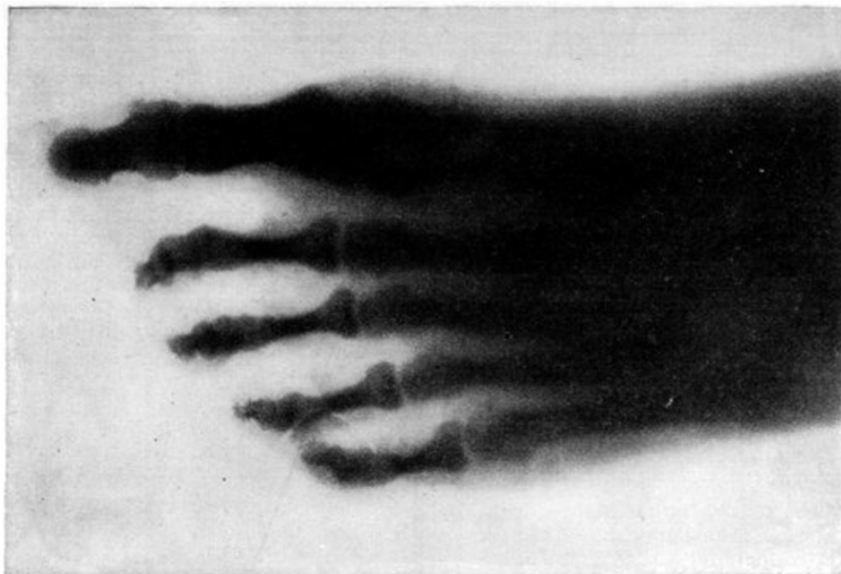
## 2. Einleitung

---

### 2.1 X-Strahlen

---

Die Entdeckung einer „neuen Art von Strahlung“ (Roentgen 1896) am 8. November 1895 durch Wilhelm Conrad Röntgen eröffnet eine neue Dimension von diagnostischen Möglichkeiten in der Medizin. Aufgrund ihrer unbekanntenen Eigenschaften nennt Röntgen seine Entdeckung „X-Strahlen“. Deren Existenz wird ihm erstmals bewusst, als er an eine mit Edelgas gefüllte und optisch abgeschirmte Vakuum-Röhre hohe elektrische Spannungen anlegt und damit zufällig ein mit fluoreszierendem Material beschichtetes Papier zum Leuchten bringt. Mit Hilfe der Materie durchdringenden X-Strahlung wird es möglich, Strukturen bildlich darzustellen, die unterhalb einer Oberfläche liegen und normalerweise dem Betrachter verborgen bleiben (Abbildung 1).



**Abbildung 1.** Röntgenbild eines menschlichen Fusses. Zu differenzieren sind die knöchernen Phalangen sowie der Weichteilschatten des Fusses. Belichtungszeit: 55 Sekunden. Aus 1896 (April) *McClure's Magazine* 6 (5).

Doch nicht nur bei der alleinigen Diagnosestellung finden sich Anwendungen für die neu entdeckten Röntgenstrahlen; wenige Wochen nach der Publikation von Röntgens Entdeckung

tauchen Berichte von Eingriffen auf, welche mit Hilfe der Röntgenstrahlung durchgeführt wurden: Ein Splitter einer Messerklinge sei in der Wirbelsäule eines aus unbekanntem Gründen gelähmten Seemannes gefunden und extrahiert worden (Dam 1896). Des Weiteren wird in einem der ersten dokumentierten Fälle die erfolgreiche Entfernung eines mit konventionellen Mitteln nicht auffindbaren Projektils aus dem Bein eines Opfers beschrieben, nachdem es durch ein Röntgenbild lokalisiert wurde (Cox and Kirkpatrick 1896).

Der Übergang einer wegweisenden wissenschaftlichen Entdeckung in die klinische Anwendung ist wohl noch nie so rasant von statten gegangen, wie im Falle der Röntgenstrahlen (Peters 2006). Die Nutzung dieser neuen Technologie als Führungshilfe bei chirurgischen Interventionen stösst auch in der breiten Öffentlichkeit auf grosses Interesse („The Bullet Extracted“, *The Montreal Daily Star*, 10. Februar 1896, p. 8). Die *Montreal Gazette* betitelt einen Artikel über die neuen Möglichkeiten der Röntgenstrahlung mit „Applied to Surgery“ (*The Gazette* (Montreal), 10. Februar 1896, p. 3) – der erste gedankliche Schritt in Richtung bildgeführte Therapie (Image-Guided Therapy, IGT) ist getan.

## 2.2. Stereotaxie

---

*Unter Stereotaxie versteht man das Zielen entlang eines vordefinierten Weges, des Zielpfades bzw. der Zieltrajektorie, vom Eintritts- zum Zielpunkt anhand geometrischer Daten (Messmer et al. 2001a).*

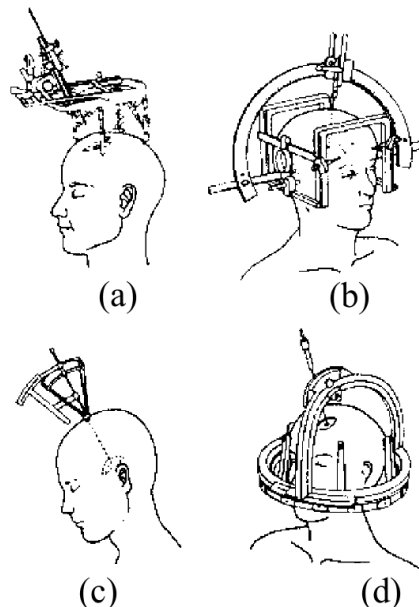
Stereotaktische Eingriffe werden in der Neurochirurgie durch Anbringen eines starren Rahmens am Schädel des Patienten ermöglicht. Obwohl verschiedenste Varianten dieser „stereotaktischen Rahmen“ entwickelt wurden (die erste für Menschen entworfene Konstruktion durch Herrn Aubrey Museen wurde erst 30 Jahre nach dessen Ableben gefunden, eingewickelt in eine Zeitung aus dem Jahre 1918 (Olivier et al. 1983)), erfüllen alle diese Konstruktionen bestimmte Grundvoraussetzungen, welche in Tabelle 1 zusammengefasst sind.



**Tabelle 1.** Grundlegende Merkmale von stereotaktischen Rahmen.

- 
1. Robustes, relativ zum Patienten starres Koordinatensystem
  2. Auf Bildern eindeutig identifizierbare Landmarken (Fiducial Markers)
  3. Stabile Plattform zur Montage und Führung von Instrumenten
- 

Durch Etablierung eines relativ zum Patienten starren Koordinatensystems kann jedem Punkt im Operationsvolumen ein eindeutiger Wert im Koordinatensystem des stereotaktischen Rahmens zugeordnet werden. Da die Position des Rahmens zum Schädel des Patienten invariant ist, bleiben die ermittelten Positionswerte auch bei Kopfbewegungen des Patienten invariant, bleiben die ermittelten Positionswerte auch bei Kopfbewegungen des Patienten erhalten. Landmarken (Fiducial Markers) sind in diesem Falle am Rahmen angebrachte Strukturen, welche auf angefertigten Bildern eindeutig identifizierbar sind und bei der Positionsbestimmung eines Zieles eine tragende Rolle spielen. Meist sorgt eine fest mit dem Rahmen verbundene Bogenkonstruktion für den sicheren Halt von Instrumentenführungshilfen. Eine Auswahl verschiedener stereotaktischer Rahmen ist in Abbildung 2 dargestellt.



**Abbildung 2.** Schematische Darstellung verschiedener stereotaktischer Rahmen. (a) translationales System, (b) bogenzentriertes System, (c) bohrloch-montiertes System und (d) verzahntes Bogen-System. Aus Gildenberg P L 1998 The history of stereotactic and functional neurosurgery *Textbook of Functional and Stereotactic Neurosurgery*, ed P L Gildenberg and R Tasker (New York: McGraw-Hill).

Aufgrund der genannten Eigenschaften des stereotaktischen Rahmens kann nach Auswahl eines Zieles mittels einer geeigneten bildgebenden Modalität (heutzutage Computertomographie, Magnetresonanztomographie) ein Instrument entlang eines vordefinierten Pfades zum Ziel vorgeschoben werden. Der Verlauf des Pfades im Raum und somit im Koordinatensystem des Rahmens wird zu Beginn der Intervention an der Instrumentenführungshilfe eingestellt und während der Intervention nicht verändert. Als ein Nachteil dieser Prozedur kann angeführt werden, dass der Rahmen selbst mittels einer minimal-invasiven chirurgischen Intervention am Schädel angebracht werden muss und zumindest Teile davon bis zum Ende der Intervention, welche Tage nach der Bildakquirierung stattfinden kann, am Kopf des Patienten verbleiben müssen.

Der stereotaktische Rahmen gilt nach wie vor als Goldstandard in der bildgeführten Neurochirurgie: Die Standard-Leistungsspezifikationen für zerebrale stereotaktische Instrumente, herausgegeben von der „American Society for Testing and Materials“ (ASTM), halten fest, dass die mechanische Genauigkeit eines stereotaktischen Systems submillimetrisch sein muss (ASTM 2002). Die Spitze einer geraden Sonde soll demnach mit einer Abweichung von weniger als 1 mm zu einer gegebenen Koordinate im Referenzsystem des stereotaktischen Rahmens gebracht werden können. Der zum Teil erhebliche genauigkeitsdegradierende Effekt der gewählten bildgebenden Technologie auf die präoperative Lokalisation des Zieles oder eine Deformation der Sonde während der Intervention ist in dieser Definition nicht berücksichtigt. Selbst unter theoretischer Elimination dieser störenden Faktoren konnte gezeigt werden, dass die tatsächliche mechanische Genauigkeit von klinisch eingesetzten stereotaktischen Systemen nicht submillimetrisch ist, sondern in der Größenordnung von 2-3 mm liegt (Maciunas *et al.* 1994)

### **2.3. Navigation**

---

*Unter Navigation versteht man interaktives Zielen anhand geometrischer und anatomischer Daten. Es erfordert die Verfolgung von Instrumenten und das optische Zusammenführen der Bilddaten und der Positionsdaten auf einer Anzeige (Messmer *et al.* 2001a).*

Da der stereotaktische Rahmen aufgrund seiner Grösse und mechanischen Komplexität die Arbeit in einem sterilen Operationsfeld behindern kann, wurde nach Wegen gesucht, stereotaktische Eingriffe ohne diesen bei möglichst gleich bleibender Genauigkeit zu ermöglichen. Neue Technologien zur räumlichen Verfolgung von Instrumenten während einer Intervention in Echtzeit waren bei diesem Vorhaben entscheidend. „Rahmenlose Stereotaxie“ wird aktuell in verschiedensten Anwendungen für IGT eingesetzt: Die meisten dieser Systeme bestehen aus einem räumlichen Lokalisierungsgerät und einer spezialisierten Software, welche die durch das Gerät gemessene Position von Instrumenten mit einem Bildvolumen des Patienten in Zusammenhang bringt.

Bei räumlichen Lokalisierungsgeräten kommen ultraschallgestützte (Hata *et al.* 1997), optische (Khadem *et al.* 2000) und elektromagnetische Methoden (Zaaroor *et al.* 2001, Javer and Kuhn 2001) zum Einsatz. Mechanische Lokalisierungsgeräte, welche die Position eines Instruments anhand aller Gelenkwinkelstellungen eines mit ihnen verbundenen mechanischen Armes ermöglichen (Laborde *et al.* 1992), werden heute kaum mehr eingesetzt. Ursächlich dafür ist einerseits die Limitation, mit einem mechanischen Arm nur ein einziges Instrument gleichzeitig verfolgen zu können, andererseits die Grösse des Geräts und seine umständliche Handhabung. Die am meisten verbreitete aller Methoden benutzt den optischen Ansatz (Peters 2006, Eggers *et al.* 2006), wobei hier eine konstante Sichtverbindung zwischen der Kamera und dem verfolgten Instrument bestehen muss und die Position von starren Instrumentenspitzen anhand von aussen sichtbaren Merkmalen extrapoliert wird. Diese Limitation trifft auch für auf Ultraschall basierende Lokalisierungsgeräte zu, während bei elektromagnetischen Lösungen metallische Objekte in der Nähe des Transmitters Probleme bei der exakten Positionsbestimmung generieren können (Birkfellner *et al.* 1998, Hummel *et al.* 2002, Hummel *et al.* 2006).

Navigation ermöglicht im Gegensatz zu konventionellen stereotaktischen Methoden ein interaktives Verändern der Zieltrajektorie während der Operation. Klinische Anwendungen schliessen rahmenlose Stereotaxie in der Hals-, Nasen- und Ohrenchirurgie (Stelter *et al.* 2006), der Kieferchirurgie (Siessegger *et al.* 2001, Tsuji *et al.* 2006), der orthopädischen Chirurgie (Rajasekaran *et al.* 2007) und der Neurochirurgie (Mascott 2006) mit ein, wobei letztere auch hier eine Vorreiterrolle eingenommen hat (Barnett *et al.* 1993).

## 2.4. Registrierung

---

*Das Ziel der Bildregistrierung ist es, korrespondierende anatomische Strukturen gleicher oder unterschiedlicher Untersuchungsmethoden zur Deckung zu bringen, also anatomiegerecht zu überlagern (Dammann 2002). Bei bildgeführten Operationen findet diese Überlagerung zwischen dem Bild und der aktuellen räumlichen Position der abgebildeten Anatomie statt.*

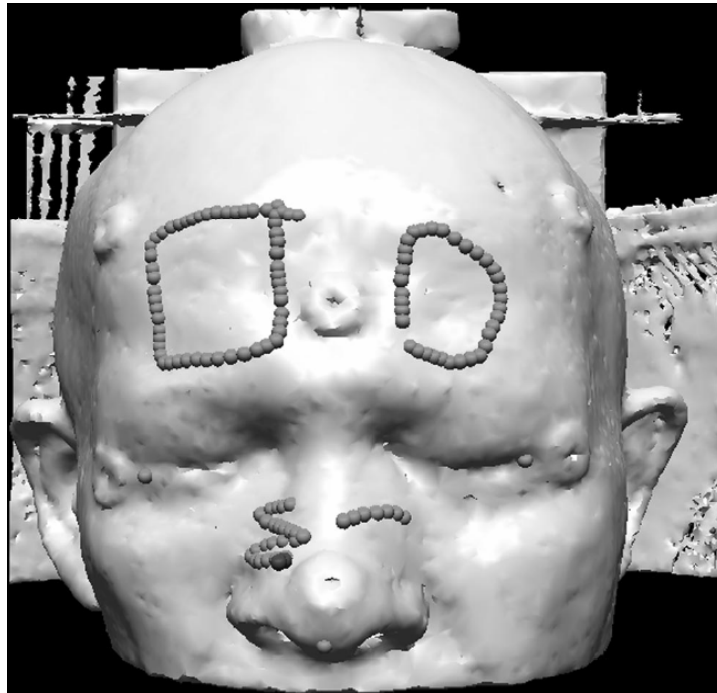
In der Praxis wird zur Registrierung ein Abgleich von Bildern des Patienten mit seiner durch ein Lokalisierungsgerät bestimmten räumlichen Position vorgenommen. Bildkoordinatensystem und Koordinatensystem des Lokalisierungsgerätes werden fusioniert und die verschiedenen Datensätze in einem Koordinatensystem dargestellt.

Der mathematische Zusammenhang, die so genannte „Transformation“, zwischen zwei registrierten dreidimensionalen Datensätzen kann in Matrix-Form beschrieben werden (Hill *et al.* 2001). Diese Transformations-Matrix ermöglicht die Charakterisierung von ein und demselben Punkt im Raum in den jeweiligen Werten beider Koordinatensysteme und stellt das mathematische Korrelat der Fusion der beiden Koordinatensysteme dar.

Es existieren verschiedene Techniken, Bilder eines Operationsvolumens mit ihrer aktuellen Position im Raum zu registrieren (Eggers *et al.* 2006): Beim „Paired Point Matching“ werden gleiche Strukturen sowohl am Patienten wie auch in den akquirierten Bildvolumina identifiziert. Am Patienten geschieht dies beispielsweise mittels eines im Raum verfolgbaren Zeigeinstruments, im Bildvolumen durch einen auf korrelierende Strukturen platzierten Cursor. Beim „Surface Matching“ werden homologe Oberflächen zur Deckung gebracht. Diese werden einerseits anhand der Bilddaten und andererseits durch Positionsbestimmung eines an mehreren Stellen auf die betreffende Oberfläche positionierten Zeigeinstrumentes berechnet (Abbildung 3).

Surface- und Paired Point Matching können zur besseren Registrierungsqualität kombiniert werden, wobei die höhere Registrierungsgenauigkeit sich nicht in einer verbesserten Gesamtnavigationsgenauigkeit äussern muss und ein zusätzlicher Zeitaufwand erforderlich ist (Holly *et al.* 2006). Anwendungsbeispiele sind Surface- und Paired Point Registrierung in der endoskopischen Sinuschirurgie (Knott *et al.* 2006) und Surface Matching nach Freilegung der

relevanten Anatomie in der Wirbelsäulen- (Tamura *et al.* 2005) und der Hüftgelenkschirurgie (Sugano *et al.* 2001). Zusätzliche Genauigkeit beim Paired Point Matching wird durch direktes Anbringen von geeigneten Landmarken an den Knochen des Patienten erreicht (Maurer *et al.* 1997). Diese Methode birgt allerdings den Nachteil eines präoperativen minimal-invasiven chirurgischen Eingriffs zur Platzierung der Marker.



**Abbildung 3.** Surface Matching. Durch Positionsbestimmung eines auf die Gesichtsoberfläche gebrachten Zeigeinstruments werden vier Punktserien frontal und im Bereich Dorsum nasi erstellt. Anschliessend Überlagerung mit der anhand von Computertomographie-Bilddaten berechneten Gesichtsoberfläche. Aus Knott P D, Batra P S, Butler R S and Citardi M J 2006 Contour and paired-point registration in a model for image-guided surgery *Laryngoscope* **116** 1877-81.

Registrierungs-Algorithmen können grob aufgeteilt werden in starre (Rigid-Body) und elastische (Non Rigid) Methoden (Hutton und Braun 2003). Bei starren Registrierungs-Algorithmen wird angenommen, dass sich die Patientenanatomie nach Bildakquisition nicht verändert. Die Registrierung von Bilddaten zur Patientenposition erfolgt durch Translation und Rotation des Bildes, bei der „affinen“ Transformation werden zusätzlich Vergrößerungs- und Scher-Deformationen berücksichtigt. Jeder komplexeren Veränderung der Anatomie, zum Beispiel einer Hirnverschiebung nach Kraniotomie, wird keine Rechnung getragen.

Trotzdem ist dieser Algorithmus aufgrund seiner vergleichsweise einfachen Handhabung in kommerziellen Navigationssystemen sehr häufig vertreten. Bei elastischen Registrierungs-Algorithmen wird das unterschiedliche Verhalten von Geweben auf äussere einwirkende Faktoren (Schwerkraft bei unterschiedlicher Patientenlagerung, vordefinierte Manipulationen) simuliert. Der Hauptteil der aktuellen wissenschaftlichen Forschung in der medizinischen Bildverarbeitung beschäftigt sich mit der Lösung dieser Probleme (Ireland *et al.* 2007, Schwarz *et al.* 2007).

## 2.5. Navigationssysteme

---

### 2.5.1. Patientenbasierte Navigation

Navigationssysteme, die präoperative Bilder benutzen, deren Koordinatensysteme mit der aktuellen Position des Patienten registriert werden, nennen wir patientenbasierte Systeme (Jacob *et al.* 2000a). Mit dem Attribut „patientenbasiert“ soll zum Ausdruck gebracht werden, dass die Position des Patienten die Grösse ist, an der sich alle anderen Koordinatensysteme orientieren. Die aktuelle Patientenposition wird mittels eines Lokalisierungsgeräts ermittelt. Normalerweise kommt zum Abgleich beider Koordinatensysteme ein globaler, starrer Registrierungs-Algorithmus zur Anwendung. Die Anwendungsumgebung ist in aller Regel ein Operationssaal, welcher nicht über die bildgebende Modalität verfügt, die zur Erstellung des Bilddatensatzes verwendet wurde. Die mehr oder weniger zeitaufwändige Registrierung muss vor jedem Eingriff durch den Operateur vorgenommen werden.

### 2.5.2. Modalitätsbasierte Navigation

Bei der modalitätsbasierten Navigation (MBN) (Messmer *et al.* 2004) wird die Tatsache unterstrichen, dass das Koordinatensystem der Modalität die Referenz für alle anderen Koordinatensysteme darstellt. Möglich wird dies, wenn die Modalität im Operationssaal verfügbar ist. Ist die Position des Patienten zur Modalität invariant oder aber mathematisch einfach beschreibbar, wie dies bei einfachen Translationen innerhalb eines Computertomographen der Fall ist, muss das akquirierte Bild nicht mit der Patientenposition

registriert werden, da die Position des Patienten mit den Werten im Modalitätskoordinatensystem bereits übereinstimmt. Man spricht in diesem Fall von einer registrierungsfreien Navigation (Jacob *et al.* 2000a). Eine komplette Immobilisation des Patienten auf seiner Unterlage durch eine Vakuummatratze ist dabei Voraussetzung.

Um Instrumentenpositionen im Bildvolumen des Patienten abbilden zu können, muss das Lokalisierungsgerät mit der Modalität registriert werden. Synonym dazu verwenden wir den Begriff der „Kalibration“. Ein Vorteil der modalitätsbasierten Navigation ist die Möglichkeit, das System unabhängig von der Prozedur und der Körperregion eines Eingriffs zu kalibrieren und direkt nach Bildakquisition zu benutzen; es werden keine am Patienten identifizierbaren Marker benötigt.

Da bei der modalitätsbasierten Navigation die Modalität im Operationsraum zur Verfügung steht, können Bilder nicht nur unmittelbar präoperativ zur Planung und postoperativ zur Kontrolle, sondern auch während des Eingriffs erzeugt werden. Diese Kombination aus intraoperativer Bildgebung und Navigation hat sich zu einem wichtigen Forschungsgebiet der IGT entwickelt. Veränderungen der Patientenanatomie während der Intervention können so erfasst und als neue Navigationsbasis verwendet werden. Da bei Modalitäten, die mit Röntgenstrahlung arbeiten, eine permanente Bildgebung aufgrund der Strahlenbelastung nicht sinnvoll ist, wird in diesen Fällen eine kontinuierliche Bildgebung lediglich simuliert. Anwendungsbeispiele sind Navigationssysteme auf Basis der Computertomographie und Fluoroskopie (Gebhard *et al.* 2004), wobei besonders bei letzteren die Möglichkeit zu kurzen kontinuierlichen Bildintervallen genutzt wird (beispielsweise beim Platzieren einer Schraube). Die Patientenanatomie darf sich zwischen den einzelnen Bildakquisitionen weiterhin nicht verändern. Als Modalität zur kontinuierlichen Bildgebung bietet sich die Magnetresonanztomographie an, wo bereits mehrere „offene“ Systeme mit verbessertem intraoperativen Zugang zum Patienten konstruiert wurden: Während bei den einen ein konstanter vertikaler (Schenck *et al.* 1995) oder horizontaler (Pulyer and Hrovat 2002) Korridor zum Patienten besteht, wird bei anderen Anwendungen bei Bedarf ein mobiler Magnet ins Operationsfeld geschwenkt (Sutherland *et al.* 1999, Hadani *et al.* 2001, Schulder *et al.* 2003, Schulder *et al.* 2006). Nahezu Echtzeit-Bildgebung durch Generation von sequentiellen Bildvolumina, in einigen Fällen sogar wahre Echtzeit-Bildgebung mit dynamischen Sequenzen ohne Notwendigkeit, den Eingriff während der Bildgebung zu unterbrechen (Kacher *et al.* 2001), kann heutzutage realisiert werden. Eine therapeutische

Ausrüstung ohne ferromagnetische Eigenschaften ist dabei Voraussetzung; zusätzlich müssen Einschränkungen bei der Patientenlagerung in Kauf genommen werden. Die Implementation von intraoperativer Bildgebung für robotik-assistierte Interventionen stellt einen weiteren aktuellen Trend in der bildgeführten Therapie dar (Kettenbach *et al.* 2005).

## **2.6. Bildgeführte Therapie am Universitätsspital Basel**

---

### **2.6.1. CARCAS-Gruppe**

Anfang der 90er Jahre wurde am Universitätsspital Basel eine Arbeitsgruppe aus den Abteilungen Interventionelle Radiologie und Traumatologie (heute Behandlungszentrum Bewegungsapparat) zur Implementation von IGT gegründet. Die neu formierte CARCAS-Gruppe (Computer Assisted Radiology and Computer Assisted Surgery, [www.carcas.ch](http://www.carcas.ch)) wurde zusätzlich durch Mathematiker, Ingenieure und medizinische Physiker verstärkt und hat sich zu einer interdisziplinären Forschungs- und Entwicklungsplattform entwickelt. Zielsetzung ist die Weiterentwicklung und klinische Anwendung von neuen Visualisierungsmethoden und bildgeführten Interventionen, hauptsächlich im Bereich der Chirurgie des Bewegungsapparates und der interventionellen Radiologie.

### **2.6.2. Navigationsanwendungen**

Bei einer ersten Anwendung (Jacob *et al.* 2000a) entschloss man sich als bildgebende Modalität für die Computertomographie. Diese war in einem ursprünglich für rein diagnostische Zwecke ausgelegten Raum bereits verfügbar und versprach die beste Kompatibilität zur gängigen therapeutischen Ausrüstung. Das Grundkonzept war die Benutzung des CT-Tisches als Operationstisch, wie es sich bereits in der interventionellen Radiologie bewährt hat. Die bisherigen interventionellen Möglichkeiten wurden durch den Prototyp eines modalitätsbasierten Navigationssystems erweitert; hierfür wurde ein optisches Lokalisierungsgerät (Optical Tracking System, OTS) mit einem Standard-Computertomographen verwendet und eine Navigationssoftware entwickelt. In diesem System waren perkutane Interventionen im Gebiet der interventionellen Radiologie und bei



Beckenfrakturen (Jacob *et al.* 2000c, Messmer *et al.* 2003) in Einklang mit den hausinternen Sterilitätsvorschriften möglich: Über 140 Becken- und Acetabulumfrakturen sowie diverse Eingriffe (Biopsien, Knochenzystenplombierungen, Osteoidosteomabohrungen, Hirntumorresektionen) wurden in diesem System durchgeführt (Messmer *et al.* 2001b).

Um die zukünftigen Möglichkeiten dieses Systems weiter auszunutzen, haben wir gemeinsam mit einem Industriepartner einen spezialisierten Operationssaal (Multifunctional Image-Guided Therapy Suite, MIGTS) gebaut. Dieser umfasst ein steriles Arbeitsfeld und Schnittstellen zu Computertomographie und Rotationsangiographie (Jacob *et al.* 2000b).

### **2.6.3. Systemgenauigkeitsmessungen**

Verschiedene Genauigkeitsmessungen unseres mit einem konventionellen Computertomographen verwendeten Navigationssystems wurden durchgeführt: Die vom Navigationssystem berechnete Position eines zuvor gescannten Objektes wurde mit der durch das OTS gemessenen Position verglichen. Die Standardabweichung der Messwerte betrug 1.3 mm. Eine absolute Positionierungsgenauigkeit von  $1.9 \pm 1.1$  mm bei CT-geführter, manueller Instrumentation konnte erreicht werden (Jacob *et al.* 2000a).

Zur Genauigkeit der aktuellen Anwendung des Navigationssystems in der MIGTS existieren noch keine publizierten Messungen. Die Aufarbeitung von postoperativen Kontrollbildern unter Vergleich von berechneter und tatsächlicher Lage von Schraubenimplantaten bei Beckenfrakturen *in vivo* zeigte eine absolute Positionierungsgenauigkeit von 3.1 mm (unpublizierte Daten).

## **2.7. Problemstellung**

---

Kontroll-Computertomographien des navigierten Operationsvolumens am Ende der Intervention zeigten jeweils eine erwartungsgemäße Lage der Implantate, es fiel aber auf, dass das gescannte Areal nicht deckungsgleich mit dem Planungsbild war. Dies, obwohl die Koordinaten des Kontrollbildvolumens mit dem Planungsbildvolumen übereinstimmten.

Neben der Kontrolle ist aber auch die Möglichkeit zur intraoperativen Aktualisierung der bildlichen Navigationsbasis eine Forderung, die unser System zu erfüllen hat. Da in dem beschriebenen Szenario korrelierende Schichtbilder eines Zieles unterschiedliche Positionswerte erhalten würden, hätte dies katastrophale Auswirkungen auf den Erfolg der Operation. Aus diesem Grunde haben wir eine grosse Testserie an Genauigkeitsmessungen vorgenommen, welche Aufschluss über die Positionierungsgenauigkeit und damit die Reproduzierbarkeit von Schichtbildern in unserem System unter den verschiedensten Bedingungen geben soll. Diese Messungen, sowie die Implementation und Kontrolle von Strategien zur Verbesserung der Genauigkeit in unserer Navigationsanwendung, bilden den Inhalt dieser Arbeit.

## 3. Methoden

---

### 3.1. Infrastruktur

---

Die Weiterentwicklung der Möglichkeiten unseres modalitätsbasierten Navigationssystems (MBN) erforderte parallel dazu die Entwicklung einer neuartigen Infrastruktur. Durch Partizipation verschiedener Disziplinen und Bündelung deren Budgets konnte diese technisch, finanziell und administrativ aufwendige Entwicklung in unserem Hause realisiert werden (Messmer *et al.* 2001b). Das Resultat ist eine Arbeitsumgebung, die verschiedenen Rollen gerecht wird und neue Konzepte im Bereich der interventionellen Radiologie, der minimal-invasiven Chirurgie und des Managements von Schwerverletzten vereinigt.

#### 3.1.1. Multifunctional Image-Guided Therapy Suite (MIGTS)

Am Universitätsspital Basel wurde ein neuartiger Operationssaal (Jacob *et al.* 2000b) entworfen mit dem Ziel, eine Plattform zur Integration neuester diagnostisch-therapeutischer Technologien zu schaffen. Die MIGTS (Multifunctional Image-Guided Therapy Suite) erfüllt verschiedene Funktionen, welche interdisziplinär genutzt werden und in Tabelle 2 zusammengefasst sind.

**Tabelle 2.** Anwendungsgebiete der MIGTS (Multifunctional Image-Guided Therapy Suite).

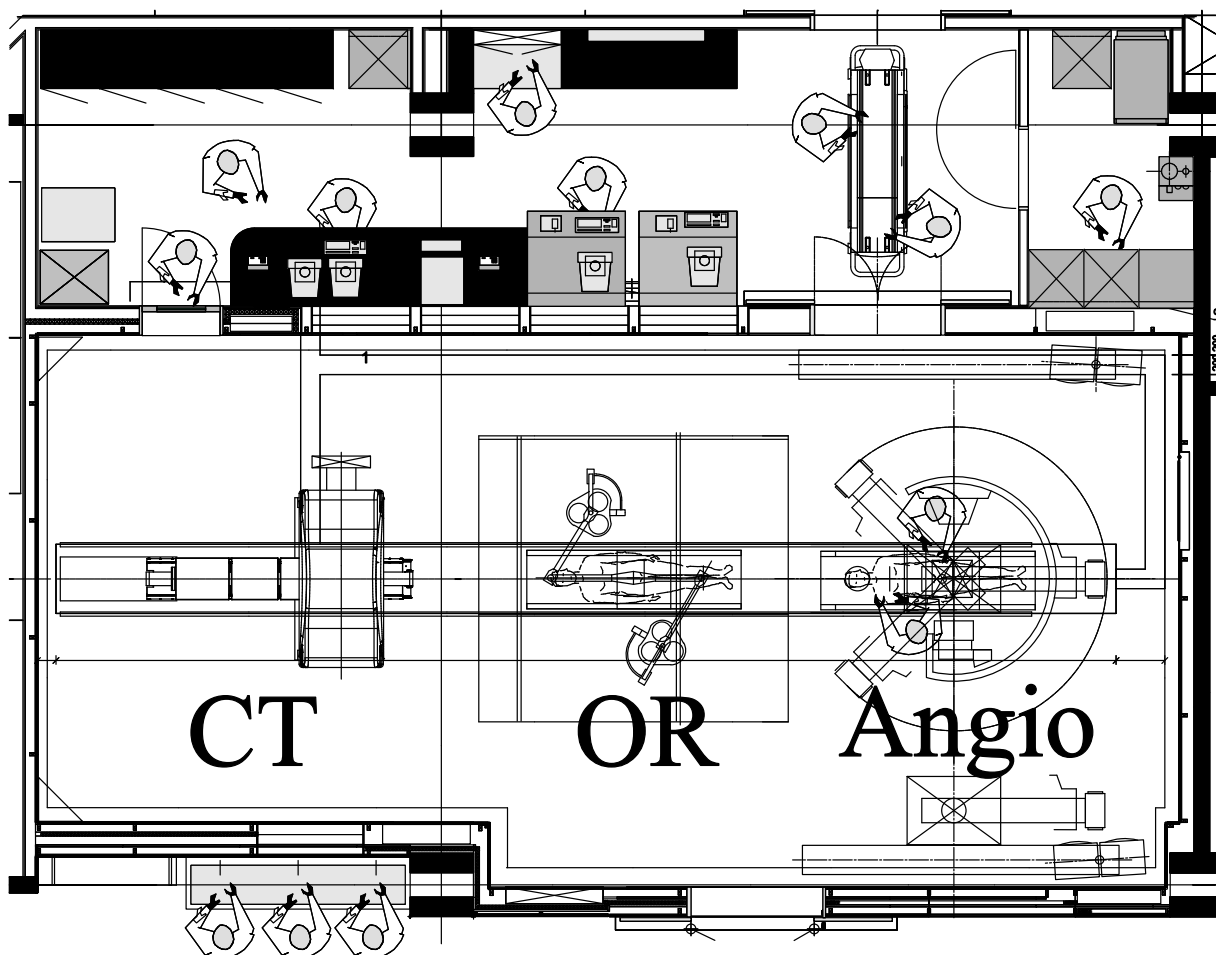
- 
1. Navigierte Eingriffe
  2. Diagnose und Therapie vital bedrohter, potentiell chirurgischer Patienten ("One Stop Shop")
  3. Elektive Diagnostik
- 

Die geschaffene Infrastruktur erlaubt Image-Guided Therapy (IGT) mit der Möglichkeit zur Implementation von robotik-assistierter Therapie. In der Behandlung des lebensbedrohlich gefährdeten Patienten können Diagnostik und Therapie am selben Ort ohne zusätzliche

Patiententransporte durchgeführt werden. Findet kein Eingriff statt, steht der Raum für die alleinige Diagnostik zur Verfügung.

### 3.1.1.1 Raumzonen

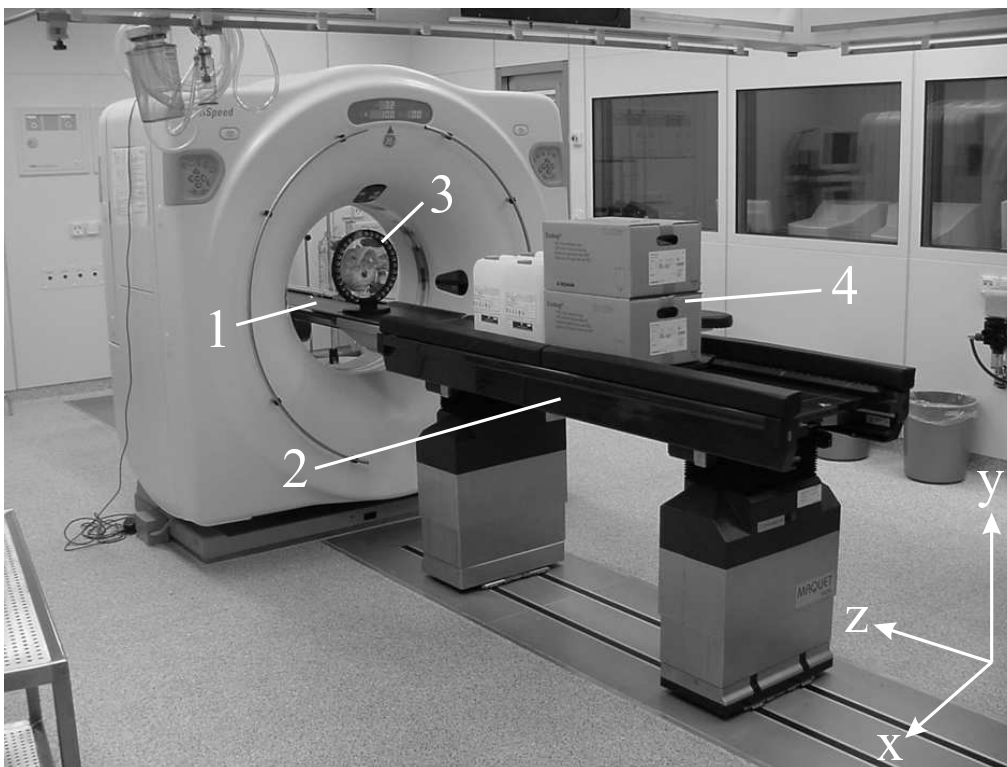
Der Operationssaal ist in verschiedene aufgabenbezogene Felder unterteilt: eine Operationszone (OP-Zone) mit laminarem Luftfluss im Zentrum, sowie angrenzend eine Zone für die Computertomographie (CT-Zone) und eine Zone zur Durchführung von Rotationsangiographien (Abbildung 4). Beim Abdocken des Transferboards vom CT-Tisch wird der auf dem Transferboard immobilisierte Patient von der CT-Zone in die OP-Zone gebracht.



**Abbildung 4.** Grundriss der Multifunctional Image-Guided Therapy Suite (MIGTS). Im Zentrum die OP-Zone (OR), links die CT-Zone (CT) mit Computertomograph und CT-Tisch, rechts die Angiographiezone (Angio). Der Kontroll-Raum für die bildgebende Ausrüstung befindet sich im oberen Teil des Bildes.

### 3.1.2. Advanced Workplace for Image-Guided Surgery (AWIGS)

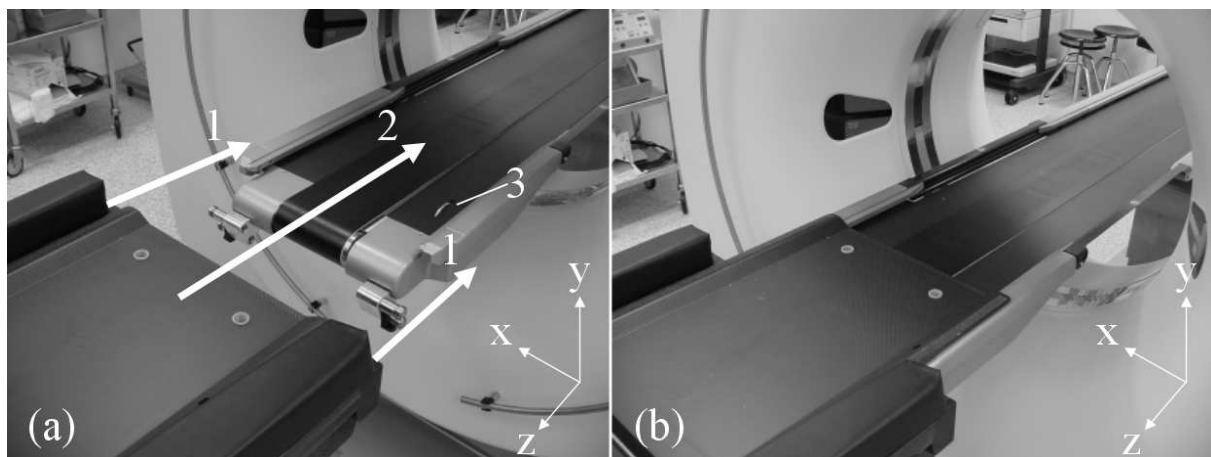
Soweit es die Navigation betrifft ist das Schlüsselement unserer MIGTS der „Advanced Workplace for Image-Guided Surgery“ (AWIGS; Maquet, Rastatt, Deutschland, [www.maquet.com](http://www.maquet.com), Abbildung 5). Dieser Arbeitsplatz besteht aus einem auf Präzisionsschienen fahrenden strahlendurchlässigen Operationstisch, der ein Transferboard aus Kohlefaser trägt, welches direkt auf den passenden Tisch eines Spiral-Computertomographen (HiSpeed Advantage, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin) geschoben werden kann. Einmal auf dieses gebettet erübrigt sich zeitaufwendiges Umlagern des Patienten und die Patientenposition bleibt relativ zu seiner Unterlage weitestgehend gleich. Dies eröffnet einerseits neue Möglichkeiten bezüglich bildgeführter Interventionen und ist andererseits ein wichtiger Baustein einer möglichst raschen und effektiven Diagnostik und Therapie des lebensbedrohlich gefährdeten Patienten.



**Abbildung 5.** Advanced Workplace for Image-Guided Surgery (AWIGS). CT-Gantry mit AWIGS CT-Tisch (1) und angedocktem, auf Schienen montiertem OP-Tisch (2). Das zu Genauigkeitsmessungen verwendete Phantom (3) und zusätzliches Gewicht (4) befinden sich auf dem Transferboard, welches auf den AWIGS CT-Tisch gefahren wurde. Das Phantom wurde in die Bildebene der Modalität gefahren. Die Achsen des CT-Referenzsystems (CTRS) sind in der rechten unteren Bildecke dargestellt. Z ist die Bewegungsrichtung des Tisches, X die laterale Achse quer zum Transferboard und entlang Y wird die Tischhöhe verändert.

Wenn ein Patienten-Transfer zwischen Operations- und CT-Zone (Abbildung 4) nötig wird, muss ein Dockvorgang durchgeführt werden: Der Operationstisch wird aus der OP-Zone per Fernbedienung in Richtung AWIGS CT-Tisch gefahren und an diesen gekoppelt (Abbildung 6a). Anschliessend wird das Transferboard elektronisch auf den CT-Tisch geschoben, wo es nach einigen Zentimetern stoppt (Abbildung 6b). Die mechanischen Positions-Encoder des Computertomographen werden aktiviert und zeigen die Anwesenheit sowie die Position des Transferboards im Koordinatensystem der Modalität an. Von diesem Zeitpunkt an befindet sich das Board in der CT-Zone und seine Position wird durch die Kontrollvorrichtungen des Computertomographen verändert. Die mechanischen Positions-Encoder sind im AWIGS CT-Tisch integriert, Abbildung 6a zeigt den radförmigen Encoder, der für die Positionsbestimmung des Transferboards entlang der Z-Achse verantwortlich ist.

Das Koordinatensystem der Modalität (CT-Referenzsystem, CTRS) wird bei senkrechter Gantry-Stellung durch die zur Bildebene parallelen  $X$ - und  $Y$ -Achsen und der auf diesen senkrecht stehenden  $Z$ -Achse definiert (Abbildung 6a, 6b)



**Abbildung 6.** Dockvorgang. (a) Nach Kopplung (1) des OP-Tisches an den AWIGS CT-Tisch, wird das Transferboard auf den CT-Tisch gefahren (2). Ein radförmiger Encoder (3) ist für die Messung der Position des Transferboards entlang der  $Z$ -Achse verantwortlich. Der  $Y$ -translationale Positions-Encoder ist nicht dargestellt. (b) Position des Transferboards nach Abschluss eines Dockvorganges. Die Achsen des CT-Referenzsystems (CTRS) sind in der rechten unteren Bildecke beider Abbildungen dargestellt.

## 3.2. Navigation

---

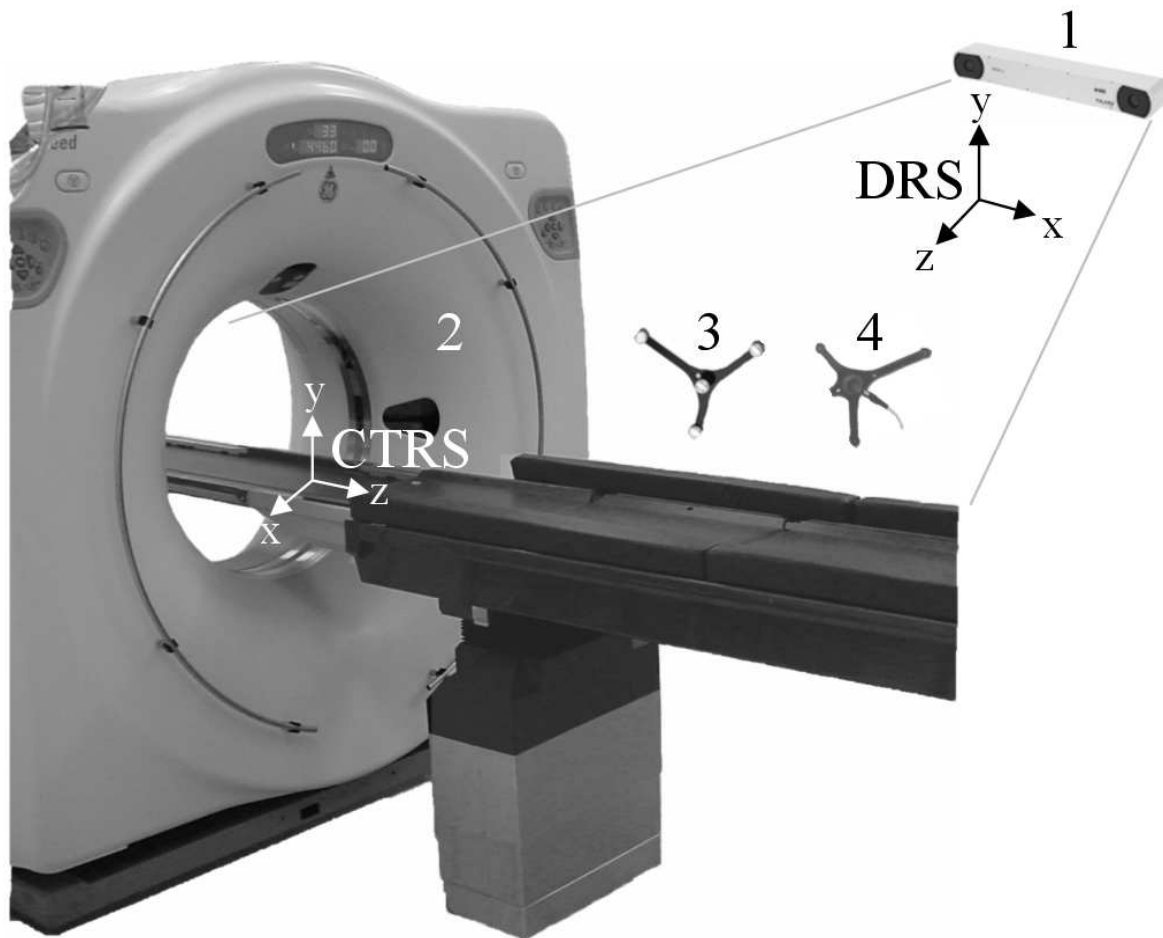
### 3.2.1. Hardware

Ein „Optical Tracking System“ (OTS; Polaris, Northern Digital Inc., Ontario, Canada), auch dreidimensionales Digitalisiergerät (Digitizer) genannt, übernimmt die Bestimmung der Position von Objekten im Raum (Abbildung 7)



**Abbildung 7.** Polaris (Northern Digital Inc., Ontario, Canada) Optical Tracking System (OTS). Zwei gegeneinander gewinkelt und rotierte Video-Zeilencameras (Charge Coupled-Device (CCD) Cameras) sind auf einem Arm mit einem Abstand von 480 mm angeordnet.

Der Digitizer ist mit einer starren Konstruktion an der Decke des Operationssaals befestigt. Bei unseren Messungen zeigt er auf die CT-Gantry und den angrenzenden Teil der Operationszone, wie dies bereits bei der ersten Anwendung unseres modalitätsbasierten Navigationssystems der Fall war. Eine Variante, bei welcher der Digitizer von der CT-Gantry weg in Richtung OP-Zone zeigt und damit mehr Spielraum für die Patientenpositionierung in der OP-Zone zulässt, ist durch eine Anpassung des Kalibrationsvorgangs (Kapitel 3.2.3. *Kalibration*) möglich. Abbildung 8 zeigt den schematischen Aufbau der verwendeten Navigationsumgebung. Der Digitizer arbeitet mit einem eigenen Koordinatensystem (Digitizer-Referenzsystem, DRS), dessen Z-Achse von der Kamera wegzeigt und senkrecht auf den zur Kamerabildebene parallelen X- und Y- Achsen steht.



**Abbildung 8.** Schema der Navigationsumgebung. Der Digitizer (1) ist gerichtet auf die CT-Gantry (2) und den angrenzenden Teil der OP-Zone. Passive (3) und aktive (4) LED Toolreferenzen im Operationsfeld sind dargestellt ohne an sie gekoppelte Instrumente. Die beiden massgebenden Koordinatensysteme sind das Digitizer-Referenzsystem (DRS) und das CT-Referenzsystem (CTRS).

Die Instrumente werden durch den Digitizer in Echtzeit unter Verwendung von starr mit ihnen verbundenen Instrumentenreferenzen (Toolreferenzen, Abbildung 8) verfolgt. Diese sind speziell für ein Instrument kalibriert und tragen optische Erkennungsmerkmale. Im Falle unserer Instrumentenreferenzen sind dies aktive „Light Emitting Diodes“ (LEDs), welche selbst kontinuierlich Licht im Infrarotbereich abgeben. Passive LEDs sind dagegen typischerweise Kugeln, welche Licht, das vom Digitizer emittiert wird, zurückstrahlen. Diese Art der Positionsbestimmung nutzen wir in Form einer passiven dynamischen Referenzplatte (Dynamic Reference Base, DRB), die auf dem Transferboard fixiert war. Damit kann die Position des Boards auch ausserhalb der CT-Zone bestimmt werden. Da die DRB aufgrund der passiven LEDs nicht auf eine äussere Spannungsversorgung angewiesen ist, entfallen Verkabelungsprobleme bei grösseren Translationen des Transferboards. Unser Digitizer ist



fähig, simultan in einem aktiven und passiven Modus zu arbeiten und mehrere Toolreferenzen gleichzeitig zu verfolgen. Er vergleicht die Position der LEDs in seinen Bildern und bestimmt die Position und Rotation (6 Freiheitsgrade) einer kalibrierten Instrumentenreferenz relativ zur Kamera durch eine Triangulations-Technik. Um die kontinuierliche Verfolgung im Raum aufrechtzuerhalten, muss eine ständige, direkte Sichtverbindung zwischen dem Digitizer und den Instrumentenreferenzen gegeben sein. Das vom Hersteller spezifizierte optimale Arbeitsvolumen ist in Tabelle 3 wiedergegeben.

**Tabelle 3.** Optimales Arbeitsvolumen des Polaris Optical Tracking System (OTS).

X-Achse	Y-Achse	Z-Achse	
Max (mm)	Max (mm)	Min (mm)	Max (mm)
500	500	1400	2400

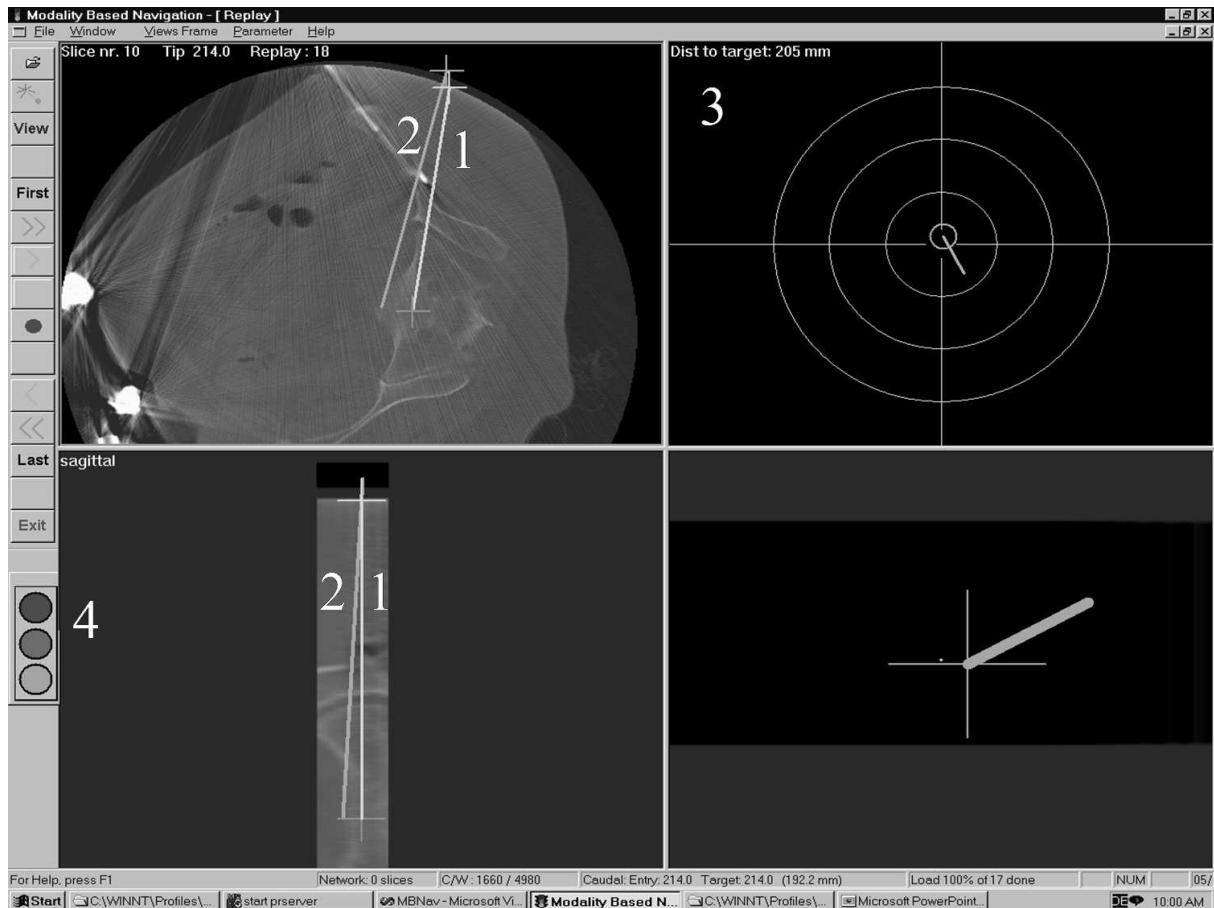
Die Wiederholgenauigkeit ohne Angulation im optimalen Arbeitsvolumen beträgt im passiven Modus 0.11 mm, im aktiven Modus 0.05 mm (Khadem *et al.* 2000). Bei Angulationen beträgt die Wiederholgenauigkeit für Instrumentenreferenzen zwischen 0.5 und 1 mm, während der absolute Messfehler etwa 1.3 mm beträgt (Jacob *et al.* 2000a).

Das Ausgangssignal des Digitizers wird an eine Kontrolleinheit weitergeleitet, welche die Koordinaten im DRS berechnet und sie einer Computer-Workstation über eine serielle Schnittstelle kommuniziert. Die aktiven Toolreferenzen sind über eine Verteilerbox mit der Kontrolleinheit verbunden. Die Instrumentenpositionen im Operationsvolumen werden interaktiv auf einem gegenüber dem Operateur aufgebauten LCD-Bildschirm angezeigt.

### **3.2.2. Software**

Eine Software mit Schnittstellen zur Digitizer-Kontrolleinheit und zum Computertomographen wurde entwickelt, welche Instrumentenpositionen über die akquirierten Bilddaten projizieren und diese interaktiv anzeigen kann. Die Software basiert auf Windows NT (Version 4.0, Service Pack 4; Visual C++, Version 5.0, mit den Microsoft Foundation Classes Version 4.5; alle drei von Microsoft Corp., Redmond, Washington) und

auf dem Image Application Platform Server, Version 3.9.4 (ISG, Toronto, Canada). Das Programm bietet erweiterte Planungsfunktionen sowie verschiedene, vom Zielpfad abhängige Visualisierungsmodi. Eine Funktion zur Anzeige der Abweichung zwischen einer durch das Navigationssystem berechneten und im Kontrollscan bestimmten Instrumentenposition ist ebenfalls enthalten. Abbildung 9 gibt die Monitoranzeige bei einer minimal-invasiven Beckenverschraubung wieder.



**Abbildung 9.** Systemanzeige bei einer transiliosakralen Schrauben-Osteosynthese. Bildrekonstruktionen entlang (1) einer geplanten Trajektorie und (2) der aktuell extrapolierten Instrumententrajektorie. Künstlicher Horizont (3) mit Information über laterale Translation und Grösse der Angulation des geführten Instruments. Eine Ampel (4) stellt auf rot, wenn die Sichtverbindung zwischen Toolreferenzen und Kamera kompromittiert ist.

### **3.2.3. Kalibration**

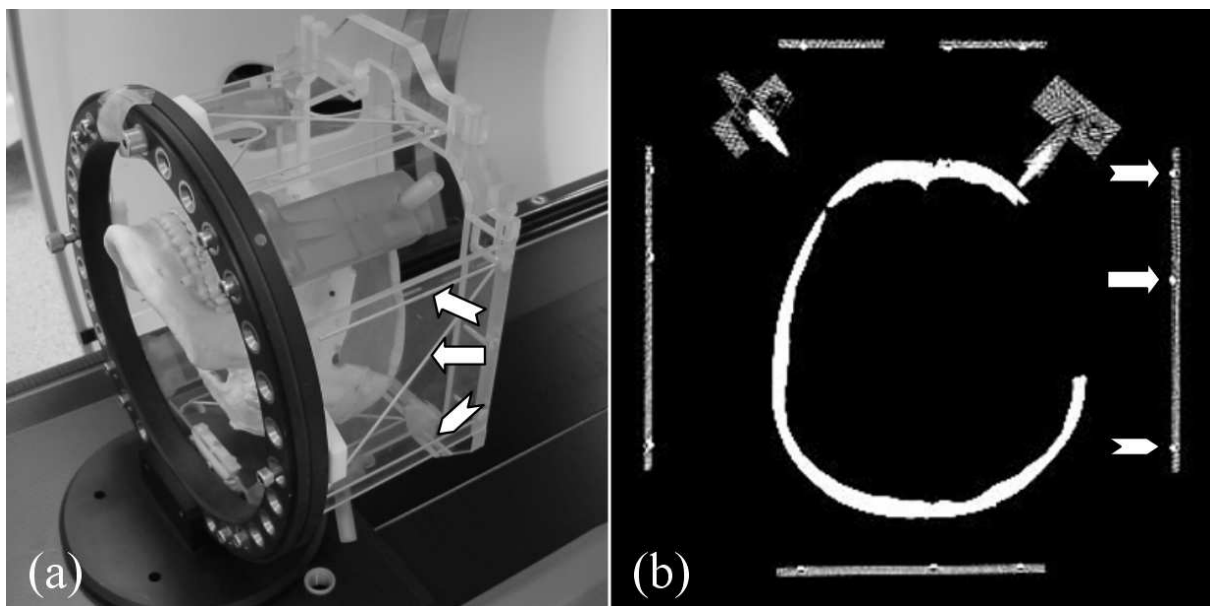
Die Transformationsmatrix definiert, wie Punkte aus dem Digitizer-Referenzsystem (DRS) in das CT-Referenzsystem (CTRS) übertragen werden. Um die Matrix zu berechnen, muss ein Kalibrationsvorgang durchgeführt werden. Hierfür wird eine am Kopfende des Transferboards senkrecht befestigte, strahlendurchlässige Kalibrationsplatte verwendet. Sie trägt fünf passive LEDs und ihre Position kann mit 6 Freiheitsgraden so eingestellt werden, dass sie parallel zur Bildebene des Computertomographen steht. Die Kalibrationsplatte wird anschliessend mit einer Schichtdicke von 1 mm gescannt. Ihre kugelförmigen, reflektierenden LEDs haben einen Durchmesser von 11.5 mm. Sie sind mit einem Metallstift, dessen Spitze im Zentrum der jeweiligen Kugel liegt, senkrecht auf der Kalibrationsplatte befestigt. Auf einem Bildvolumen erscheinen die LEDs als strahlendichte Kugeln, wobei die Spitze des Stiftes in deren Zentrum eindeutig zur Darstellung kommt. Das Schichtbild, welches das Zentrum aller Kugeln trifft, wird visuell identifiziert und die dazugehörige Transferboard-Position innerhalb des Computertomographen angefahren. Während sich nun die Kalibrationsplatte koplanar in der Bildebene befindet, wird ihre räumliche Position und Orientierung durch den Digitizer bestimmt und die Transformationsmatrix berechnet. Nun kann für jede räumliche Koordinate im CTRS ein dazugehöriger Wert im DRS berechnet werden und umgekehrt.

Wie bereits erwähnt, ist für den Kalibrationsvorgang kein Merkmal eines für eine navigierte Intervention vorgesehenen Objektes nötig. Somit kann das System unabhängig von der Prozedur kalibriert werden, noch bevor das Operationsvolumen definiert ist. Dies ist ein Vorteil gegenüber patientenbasierten Navigationstechniken, bei denen vor jeder Intervention der Bilddatensatz mit der Patientenposition registriert werden muss. In einer früheren MBN Applikation, wo navigierte Interventionen auf einem Standard-CT-Tisch vorgenommen wurden (Jacob *et al.* 2000a), wurde zur Sicherstellung der Navigationsgenauigkeit zweimal pro Monat eine Kalibration durchgeführt.

### 3.3. Messtechniken

#### 3.3.1. Phantom

Das zur Messung der Positionierungsgenauigkeit verwendete Phantom besteht aus einem stereotaktischen Rahmen, welcher an einem aus strahlendichten Materialien gefertigten Schädel befestigt ist (Abbildung 10). Auf axialen CT-Bildern erscheinen die N-förmig angeordneten strahlendichten Stäbe in den Seiten des Rahmens als kreisförmige und elliptische Landmarken (Fiducial Markers). Für jedes Schichtbild existiert eine eindeutige Konfiguration der Landmarken (Abbildung 10b), abhängig von Ort und Orientierung der Schicht relativ zum Basisring des Rahmens (Brown 1979, Brown *et al.* 1980). In unseren Experimenten verwendeten wir diese zusätzliche Information, um übereinstimmende Bilder zu identifizieren.



**Abbildung 10.** Phantom bestehend aus einem Schädel mit montiertem stereotaktischem Rahmen auf einem massiven Sockel. Links temporo-parietale Kraniotomie, welche die direkte Sicht auf an der Schädelbasis befestigte röntgendichte Marker (nicht abgebildet) erlaubt. (a) Schräge Sicht auf das Phantom, die Pfeile markieren ein Set von N-förmigen Landmarken an den Seiten des Rahmens. (b) Schädel und stereotaktischer Rahmen auf einem axialen CT-Schichtbild, die Pfeile zeigen auf korrespondierende Landmarken.

### **3.3.2. Bildakquisition**

Alle Bildvolumina wurden mit einem Einzeilen-CT der dritten Generation (HiSpeed Advantage, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin) im helikalen Modus bei senkrecht stehender CT-Gantry generiert. Folgende Parameter wurden verwendet: 80 kVp, 80 mAs, Schichtdicke 1 mm, Inkrement 1 mm, pitch 1.4. Der Rekonstruktionsdurchmesser betrug 500 mm bei einer Rekonstruktionsmatrix von 512 x 512 mm, resultierend in Voxel-Dimensionen von 0.98 x 0.98 x 1 mm.

### **3.3.3. Bildverarbeitung**

Eine Methode, translationale Verschiebungen zwischen zwei Bildvolumina zu berechnen besteht darin, beide Bilder zu registrieren: Bei der starren Registrierung analysiert eine Software beide Bilder und versucht eine Translation / Rotation zu errechnen, welche die Bildvolumina kongruent abbildet. Mit unserer zur Registrierung verwendeten Software (Analyze AVW, Biomedical Imaging Resource, Mayo Clinic, Rochester, Minnesota), ein Standard-Programm für solche Aufgaben, erwies sich dies als nicht durchführbar, da zwischen zwei Bildvolumina zum Teil grosse translationale Verschiebungen von mehr als 10 mm beobachtet wurden. Die von uns für alle Bildvolumina gewählte Scanlänge von 20 mm ermöglichte eine zuverlässige Registrierung in diesen Fällen nicht mehr, da die Unterschiede zwischen den beiden Bild-Datensätzen zu gross waren.

Aus oben genannten Gründen wurden relative Z-translationale Verschiebungen zwischen zwei nacheinander akquirierten Bildvolumina gemessen, indem zuerst identische Schichtbilder in beiden Datensätzen visuell identifiziert wurden. Dabei wurden neben der Konfiguration der Landmarken auch eindeutig identifizierbare Strukturen des Phantom-Schädels verwendet. Dann wurde die Differenz der Z-Positionswerte beider Schichtbilder im CT Referenzsystem (CTRS) berechnet. Um relative Verschiebungen entlang der Y-Achse der Modalität zu bestimmen, wurde die Distanz zwischen den Y-Werten von zwei identischen Landmarken in beiden Bildvolumina verglichen. Zu diesem Zweck wurde die Bildverarbeitungssoftware „Image J“ (Abramoff *et al.* 2004) verwendet.

### 3.4. Test-Konfigurationen

Folgende Tests wurden in unserem System durchgeführt und sind in diesem Kapitel detailliert beschrieben: Die Positionierungsgenauigkeit des auf dem Transferboard platzierten Phantoms nach verschiedenen Translationen entlang der Z- und Y-Achse wurde geprüft, indem die Position des Phantoms in nacheinander akquirierten Bildvolumina verglichen wurde. Diese wurden an jeweils gleichen Koordinaten im CTRS generiert (Tabelle 4). Die Messungen nach Translationen entlang der Z-Achse ( $N = 120$ ) wurden in zwei Test-Serien unterteilt: Bei der ersten waren die Translationen des Transferboards zwischen den Scans ( $N = 60$ ) auf die CT-Zone limitiert. Bei der zweiten Serie wurde das Transferboard zwischen den Scans ( $N = 60$ ) in die OP-Zone gefahren. Bei der Hälfte beider Serien wurde Gewicht auf dem Transferboard positioniert wobei das Phantom jeweils an drei verschiedenen Positionen (Kopf-, Becken- und Fussposition) platziert wurde. Messungen nach Translation des Transferboards entlang der Y-Achse ( $N = 34$ ) wurden innerhalb der CT-Zone durchgeführt. Dabei wurde eine einzelne Phantomposition (Beckenposition) ohne Gewicht auf dem Transferboard untersucht. Eine ausführliche Beschreibung der Messmethodik ist in den Kapiteln 3.4.1. *Z-translationale Positionierungsgenauigkeit* und 3.4.2. *Y-translationale Positionierungsgenauigkeit* erläutert.

**Tabelle 4.** Übersicht aller Tests zur Bestimmung von Z- und Y-translationaler Positionierungsgenauigkeit. Zwischen CT-Scans an jeweils identischen Koordinaten im CT-Referenzsystem (CTRS,  $N = 154$ ) wurde das Transferboard entlang vordefinierter Distanzen der Z- ( $N = 120$ ) und der Y-Achse ( $N = 34$ ) verschoben.

N = 154 CT-Scans an identischen Koordinaten im CTRS				
Transferboard-Translation entlang Z-Achse (N = 120)				Transferboard-Translation entlang Y-Achse (N = 34)
Translation innerhalb CT-Zone (N = 60)		Translation in die OP-Zone (N = 60)		Translation innerhalb CT-Zone (N = 34)
Mit Gewicht (N = 30) <sup>a</sup>	Ohne Gewicht (N = 30) <sup>a</sup>	Mit Gewicht (N = 30) <sup>a</sup>	Ohne Gewicht (N = 30) <sup>a</sup>	Ohne Gewicht (N = 34) <sup>b</sup>

<sup>a</sup>Phantom an Kopf ( $N = 10$ ), Becken- ( $N = 10$ ) und Fussposition ( $N = 10$ ).

<sup>b</sup>Phantom an Beckenposition.

Zusätzliche Tests unter Verwendung des Digitizers wurden durchgeführt, um die Genauigkeit des Dockvorganges ( $N = 8$ ) entlang der Z-Achse und die Genauigkeit der Y-translationalen Distanzmessung ( $N = 8$ ) durch den entsprechenden Positions-Encoder des AWIGS CT-Tisches zu bestimmen. Die Kapitel 3.4.3 *Präzision des Dockvorgangs* und 3.4.4 *Y-translationale Distanzmessungsgenauigkeit* geben Aufschluss über die angewendeten Methoden.

Die Kalibrationsgenauigkeit des Navigationssystems wurde ermittelt ( $N = 12$ ). Zuletzt wurde die Kalibrationsgenauigkeit unter Einbeziehung der CT-Positionierungsgenauigkeit gemessen ( $N = 10$ ). Die genaue Vorgehensweise ist in dem Kapitel 3.4.5 *Kalibrationsgenauigkeit* beschrieben.

### ***3.4.1. Z-translationale Positionierungsgenauigkeit***

In dieser Experimentanordnung untersuchten wir, ob verschiedene Translationen des Transferboards entlang der Z-Achse zwischen aufeinanderfolgenden Scans des Phantoms an identischen Koordinaten im CTRS in relativen Z-translationalen Abweichungen der Bildvolumina resultieren. Wenn keine translationalen Verschiebungen gemessen werden konnten, wurde das erste und letzte Bildvolumen des jeweiligen Tests verglichen.

#### *3.4.1.1. Translationen innerhalb der CT-Zone*

Zur Platzierung des Phantoms auf dem Transferboard wurden drei Positionen gewählt, basierend auf in der Bilderfassungs-Software des Computertomographen voreingestellten Körperregionen: eine Kopf-, Becken- und Fussposition. Dabei befand sich die Kopfposition räumlich am nächsten zur CT-Gantry. 10 Bildvolumina mit einer Scanlänge von 20 mm und einer Schichtdicke von 1 mm wurden pro Testserie für jede dieser Positionen generiert.

Zwischen den Scans wurde das Transferboard elektronisch in Richtung OP-Zone bis zu der in Abbildung 6b gezeigten Position geschoben. Das Board wird an dieser Stelle immer noch im CTRS referenziert und befindet sich folglich gerade noch in der CT-Zone. Jede weitere

Translation in Richtung OP-Zone resultiert in einem Kontaktverlust des Transferboards zu dem Z-translationalen mechanischen Positions-Encoder des AWIGS CT-Tisches.

Um die Auswirkungen von Gewicht auf dem Transferboard zu evaluieren, wurde der Test wiederholt mit 60 kg an der Fussposition beim Scannen der Kopfposition, je 30 kg an Kopf- und Fussposition beim Scannen der Beckenposition und 60 kg an der Kopfposition beim Scannen der Fussposition; als Gewicht dienten verschiedene mit Wasser gefüllte Behälter (Abbildung 5). Insgesamt wurden  $N = 60$  Bildvolumen generiert bei auf die CT-Zone limitierten Translationen des Transferboards.

#### *3.4.1.2. Translationen in die OP-Zone*

Dieser Test wurde in der gleichen Art mit denselben Variablen wie in Kapitel 3.4.1.1. *Translationen innerhalb der CT-Zone* durchgeführt, mit der Ausnahme, dass das Transferboard zwischen den Scans komplett auf den auf Schienen montierten OP-Tisch gebracht und in die Operationszone gefahren wurde. Wichtig in diesem Zusammenhang ist, dass die Positions-Encoder des AWIGS CT-Tisches nach dem Übergang des Transferboards in die OP-Zone dessen Position nicht mehr verfolgen können. Das CTRS wird erst wieder mit der aktuellen Position des Transferboards aktualisiert, nachdem es erfolgreich an den AWIGS CT-Tisch gedockt wurde. Wieder wurden  $N = 60$  Bildvolumen nach Translationen des Transferboards in die OP-Zone generiert.

Der arithmetische Mittelwert aller Messungen mit Gewicht auf dem Transferboard wurde mit dem Mittelwert aller Messungen ohne Beschwerung des Boards mittels eines Student'schen  $t$ -Tests verglichen. Ein  $p$ -Wert von weniger als 0.05 wurde als statistisch signifikant betrachtet.

#### *3.4.2. Y-translationale Positionierungsgenauigkeit*

Eine einzige Position in der Mitte des Transferboards (Beckenposition) wurde zur Platzierung des Phantoms gewählt. Nachdem der volle Umfang der Bewegungsfreiheit des Boards entlang der  $Y$ -Achse innerhalb der Modalität festgestellt worden war, wurde es in der



Mitte positioniert. Wir generierten ein Ausgangsbildvolumen und definierten die aktuelle Höhe ( $Y$ ) des Boards im CTRS als Null. Ein erneuter Scan bei  $Y = 0$  wurde durchgeführt nach jeder von  $N = 6$  Translationen nach  $Y = +37$  mm,  $Y = +72$  mm ( $N = 6$ ),  $Y = -37$  mm ( $N = 6$ ),  $Y = -72$  mm ( $N = 6$ ) und  $N = 10$  Translationen von 0 über +72 nach -72 mm. Folglich wurden insgesamt 34 Bildvolumen an identischen Koordinaten im CTRS nach Translationen entlang der  $Y$ -Achse der Modalität generiert.

Ausgehend von diesen Daten wurden relative  $Y$ -translationale Verschiebungen zwischen nacheinander generierten Bildvolumina bestimmt. Wenn keine Abweichung gemessen werden konnte, wurden das erste und das letzte Bild einer Test-Konfiguration (bis auf das letzte Experiment je 6 Bildvolumina) auf translationale Verschiebungen überprüft.

### **3.4.3. Präzision des Dockvorganges**

Um den Dockvorgang, das heisst den Übergang des Transferboards zwischen OP- und CT-Zone, weiter zu untersuchen, wurde eine „Dynamic Reference Base“ (DRB) fest mit dem Kopfteil des Transferboards verbunden. Somit konnte seine Position jederzeit mit dem Digitizer bestimmt werden.

Wir haben zwei Zustände des Transferboards definiert, wo wir seine vom Digitizer gemessene Position mit der durch den  $Z$ -translationalen Positions-Encoder (Abbildung 6a) des AWIGS CT-Tisches gemessenen Position verglichen haben: Der erste Zustand war die Position des Transferboards, bevor eine Abdocksequenz initialisiert wird, genannt „Startposition“. Wenn das Board von der Gantry in Richtung OP-Zone geschoben wird, ist dies die letzte Position, bei welcher das Board Kontakt zu dem für Translationsmessungen in der  $Z$ -Achse verantwortlichen Encoder des AWIGS CT-Tisches hat und im CTRS referenziert wird. Der zweite Zustand war die Position des Transferboards nach dem Andocken an die Modalität, genannt „Endposition“. Von aussen betrachtet sehen beide Zustände wie die Situation in Abbildung 6b aus. Für jeden Zustand wurden  $N = 8$  Positionsmessungen durchgeführt.

Zu Beachten ist, dass die Achsen der Referenzsysteme des Digitizers und des Computertomographen nicht parallel zueinander verlaufen (Abbildung 8). Wenn gemäss den

Messungen des Digitizers eine Euklidische Distanz (dreidimensionaler Vektor als Distanz zweier Punkte im DRS) zwischen den beiden Zuständen gemessen werden konnte, wurde die Abweichung als Fehler in der Z-Achse der Modalität aufgefasst, da dies der einzige Freiheitsgrad in diesem Test war.

#### **3.4.4. Y-translationale Distanzmessungsgenauigkeit**

Unter Verwendung der DRB verglichen wir Distanzmessungen des für Translationsmessungen entlang der Y-Achse verantwortlichen Encoders des AWIGS CT-Tisches mit denen des Digitizers bei Bewegungen des Transferboards entlang der Y-Achse.  $N = 8$  Translationen entlang des gesamten Spektrums der Y-Achse wurden durchgeführt und das Verhältnis zwischen gemessenen Distanzen im CTRS zu berechneten Euklidischen Distanzen im DRS wurde bestimmt. Zusätzlich wurde das Verhältnis von Distanzmessungen durch den Y-translationalen Positions-Encoder zu manuellen Messungen derselben Distanzen berechnet.

#### **3.4.5. Kalibrationsgenauigkeit**

##### *3.4.5.1. Normale Kalibration*

$N = 12$  Kalibrationen wurden durchgeführt, wie in Kapitel 3.2.3. *Kalibration* beschrieben. Zwischen den einzelnen Kalibrationsvorgängen wurde das Transferboard in die OP-Zone gebracht, wo die Euklidische Distanz zwischen der durch das Navigationssystem berechneten Position einer passiven LED der Kalibrationsplatte und ihrer durch den Digitizer gemessenen Position bestimmt wurde.

In Anlehnung an eine Terminologie, welche ursprünglich zur Evaluation der Genauigkeit von stereotaktischen Rahmen eingeführt wurde (Maciunas *et al.* 1994), benannten wir den Mittelwert der skalaren Deviationen als „Bias“, die dazugehörige Standardabweichung als „Präzision“ des Systems.

Dieser Vorgehensweise liegt die Idee zugrunde, dass die Genauigkeit einer Navigationsumgebung nicht durch einen einzigen Wert beschrieben werden kann:

Angenommen, die einzelnen Messwerte streuen breit, jedoch gleichmässig um den Mittelwert  $\mu = 0$ , wie dies der Fall sein könnte, wenn Abweichungen nicht mit skalaren Werten sondern mit räumlichen Vektoren beschrieben werden. In diesem Fall suggeriert der Mittelwert  $\mu = 0$  fälschlicherweise eine exzellente Genauigkeit des Systems. Für den Interventionalisten ist es aber zusätzlich wichtig zu wissen, wie weit die Position eines Instruments im einzelnen Fall von der angezeigten Position divergieren kann. Hierfür ist die Standardabweichung der Messwerte aller skalaren Abweichungen ein geeignetes Mass. Alleine wiederum kann dieser Wert zwar eine exzellente Präzision suggerieren, sagt aber nur aus, wie weit die einzelnen Messwerte voneinander entfernt sind und nicht etwa, wie genau ein gewähltes Ziel getroffen werden kann.

#### *3.4.5.2 Kalibration unter Einbeziehung der CT-Positionierungsgenauigkeit*

Um den Einfluss der Positionierungsgenauigkeit des Transferboards innerhalb des Computertomographen auf die Kalibrationsgenauigkeit unter optimalen Bedingungen zu untersuchen, wurde das CTRS manuell zurückgesetzt und der CT-Tisch nach jedem Andockvorgang auf die gleiche Höhe gefahren. Diese Prozedur war nötig aufgrund von mechanischen Problemen in unserem Prototyp, auf welche im Rahmen der Darstellung unserer Resultate ausführlich eingegangen wird.

Nach initialer, normaler Kalibration, wurde das System nach jedem Andockvorgang rekaliert. Normalerweise geschieht dies durch Scan der Kalibrationsplatte, Bestimmen des Schichtbildes, welches die Platte koplanar zur Bildebene des Computertomographen zeigt, Anfahren dieser Position und Berechnung der Transformationsmatrix. In diesem Test haben wir das Scannen der Kalibrationsplatte übersprungen: Nach dem Andocken wurde das Board direkt zu der gespeicherten Transferboard-Position, die bei der initialen Kalibration bestimmt wurde, gefahren. Wenn nun die Kalibrationsgenauigkeit wie im vorherigen Kapitel 3.4.5.1. *Normale Kalibration* berechnet wird, schliesst diese die Fähigkeit des Computertomographen mit ein, die Koordinaten eines Zieles akkurat anzufahren, in diesem Falle die Kalibrationsplatte wiederholt koplanar in der Bildebene einzustellen. Diese Fähigkeit ist ein determinierender Faktor wenn es darum geht, die Genauigkeit der initialen Kalibration über mehrere neue Bildakquirierungen beizubehalten, denn sie betrifft die

Positionierungsgenauigkeit von nachfolgenden Bildvolumina und schlussendlich die gesamte Navigationsgenauigkeit, wenn das System nicht unmittelbar vor einem Scan rekali­briert wird.

Wiederum wurden Euklidische Distanzen ( $N = 10$ ) zwischen berechneter und durch den Digitizer gemessener Position derselben LED bestimmt, welche bereits für die Ermittlung der Kalibrationsgenauigkeit bei normaler Kalibration verwendet wurde. Als Mass für die Genauigkeit wurde in gleicher Weise „Bias“ und „Präzision“ des Experiments berechnet.

## 4. Resultate

---

### 4.1. Test-Konfigurationen

---

In unseren Experimenten haben wir ein Total von  $N = 154$  CT-Bildvolumina generiert:  $N = 120$  Datensätze zur Evaluation von  $Z$ -translationalen Abweichungen und  $N = 34$  Datensätze zur Bestimmung von  $Y$ -translationalen Deviationen. Der Digitizer wurde zur Charakterisierung des Dockvorganges sowie zur Messung von zurückgelegten Tisch-Distanzen entlang der  $Y$ -Achse der Modalität herangezogen. Abschliessend haben wir die Kalibrationsgenauigkeit des Systems sowie Auswirkungen der CT-Positionierungsgenauigkeit auf diese in unserem Prototyp bestimmt.

#### 4.1.1. $Z$ -translationale Positionierungsgenauigkeit

##### 4.1.1.1. Translationen innerhalb der CT-Zone

Aufeinanderfolgende Bildvolumina bei auf die CT-Zone limitierten Bewegungen des Transferboards zeigen keine messbaren Verschiebungen entlang der  $Z$ -Achse, weder an der Kopf-, noch an der Becken- oder Fussposition. Auch mit unterschiedlich verteiltem Gewicht auf dem Transferboard lassen sich keine  $Z$ -translationalen Abweichungen zwischen nacheinander generierten Bildvolumina messen.

Relative Verschiebungen entlang der  $Z$ -Achse, wenn das erste und das zehnte Bildvolumen verglichen werden, sind in Tabelle 5 zusammengefasst. Wenn die Distanz, welche das Transferboard zwischen den Scans zurücklegt steigt, können  $Z$ -translationale Verschiebungen gemessen werden: So zeigt sich bei in Fussposition akquirierten Bildvolumina nach 10 Scans eine unidirektionale Verschiebung von 1.0 mm, während für die Beckenposition submillimetrische unidirektionale Deviationen und für die Kopfposition keine Abweichungen gemessen werden können. Auch hier hat Gewicht auf dem Transferboard keinen Einfluss auf die Positionierungsgenauigkeit. Weil die Bildvolumina visuell verglichen wurden und eine Schichtdicke von 1 mm aufweisen, wird die gemessene Deviation in ganzen Zahlen angegeben.

**Tabelle 5.** Relative Z-translationale Verschiebung nach  $N = 10$  akquirierten Bildvolumina pro Phantomposition / Gewichtskonfiguration. Translationen des Transferboards auf die CT-Zone limitiert. Phantom an einer Kopf-, Hüft-, und Fussposition.

	ohne Gewicht			mit Gewicht		
	Kopf (mm)	Becken (mm)	Fuss (mm)	Kopf <sup>a</sup> (mm)	Becken <sup>b</sup> (mm)	Fuss <sup>c</sup> (mm)
Z-translationale Abweichung	0.0	<1.0	1.0	0.0	<1.0	1.0

<sup>a</sup>60kg an Fussposition.

<sup>b</sup>Je 30kg an Kopf- und Fussposition.

<sup>c</sup>60kg an Kopfposition.

#### 4.1.1.2. Translationen in die OP-Zone

Die relative Z-translationale Positionierungsgenauigkeit bei Sequenzen mit Abdock- und Andock-Vorgang des Transferboards zwischen aufeinanderfolgenden Scans zeigt Tabelle 6.

**Tabelle 6.** Relative Z-translationale Positionierungsgenauigkeit. Translationen des Transferboards in die OP-Zone. Phantom an einer Kopf-, Becken und Fussposition.  $N = 10$  Bildvolumina pro Phantomposition / Gewichtskonfiguration. KI, Konfidenzintervall.

	ohne Gewicht			mit Gewicht		
	Kopf (mm)	Becken (mm)	Fuss (mm)	Kopf <sup>a,d</sup> (mm)	Becken <sup>b</sup> (mm)	Fuss <sup>c</sup> (mm)
Arithmetisches Mittel	8.2	10.6	8.4	10.5	10.7	10.0
Standardabweichung	1.6	1.6	1.9	1.5	1.7	2.5
Mindestwert	5.0	9.0	6.0	8.0	8.0	7.0
Höchstwert	10.0	13.0	11.0	12.0	13.0	16.0
95% KI Untergrenze	7.0	9.3	7.0	8.9	9.4	8.0
95% KI Obergrenze	9.4	11.8	9.9	12.1	11.9	12.0

<sup>a</sup>60kg an Fussposition.

<sup>b</sup>Je 30kg an Kopf- und Fussposition.

<sup>c</sup>60kg an Kopfposition.

<sup>d</sup>Aufgrund eines technischen Problems nur  $N = 7$  Bildvolumina auswertbar.

Die erstaunlich hohen Z-translationalen Verschiebungen von teilweise über 10 mm beruhen auf einem systematischen Fehler, der bei jedem Dockvorgang entsteht und auf welchen weiter unten (Kapitel 4.1.3. *Präzision des Dockvorganges*) genauer eingegangen wird. Um eine systematische Verzerrung unserer Daten zu eliminieren, wurde der Korrektursummand von -10.9 mm auf alle Messwerte appliziert (Tabelle 7).

**Tabelle 7.** Relative Z-translational Positionierungsgenauigkeit. Translationen des Transferboards in die OP-Zone. Phantom an einer Kopf-, Becken und Fussposition.  $N = 10$  Bildvolumina pro Phantomposition / Gewichtsconfiguration. Applizierter Korrektursummand von -10.9 mm. KI, Konfidenzintervall.

	ohne Gewicht			mit Gewicht		
	Kopf (mm)	Becken (mm)	Fuss (mm)	Kopf <sup>a,d</sup> (mm)	Becken <sup>b</sup> (mm)	Fuss <sup>c</sup> (mm)
Arithmetisches Mittel	-2.7	-0.3	-2.5	-0.4	-0.2	-0.9
Standardabweichung	1.6	1.6	1.9	1.5	1.7	2.5
Mindestwert	-5.9	-1.9	-4.9	-2.9	-2.9	-3.9
Höchstwert	-0.9	2.1	0.1	1.1	2.1	5.1
95% KI Untergrenze	-3.9	-1.6	-3.9	-2.0	-1.5	-2.9
95% KI Obergrenze	-1.5	0.9	-1.0	1.2	1.0	1.1

<sup>a</sup>60kg an Fussposition.

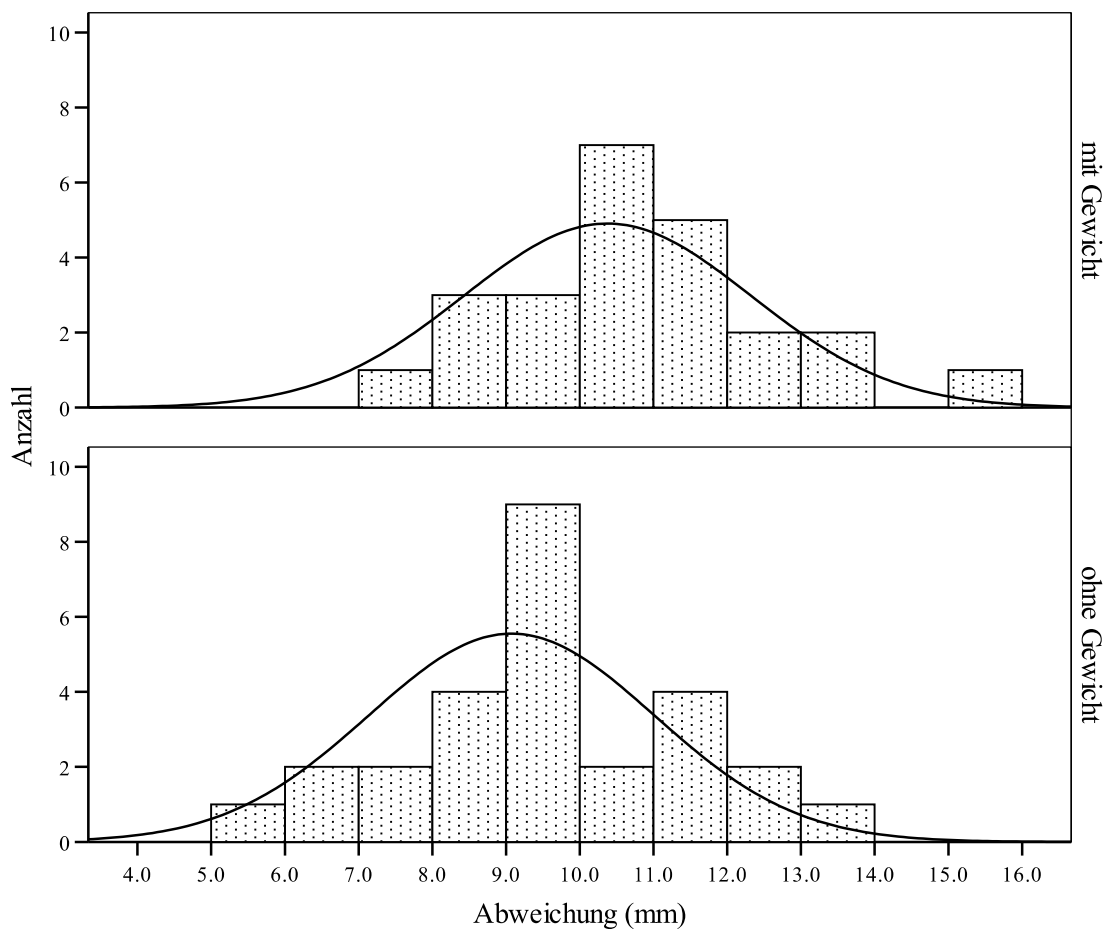
<sup>b</sup>Je 30kg an Kopf- und Fussposition.

<sup>c</sup>60kg an Kopfposition.

<sup>d</sup>Aufgrund eines technischen Problems nur  $N = 7$  Bildvolumina auswertbar.

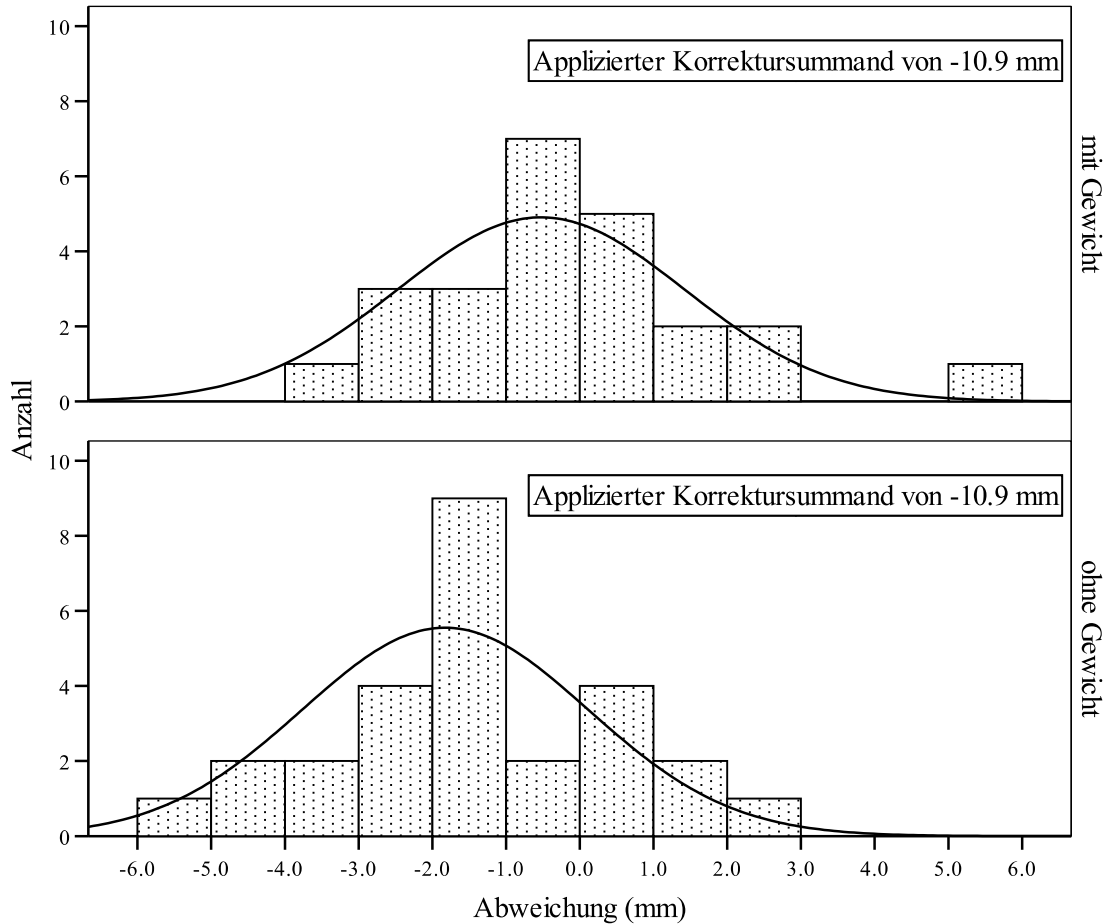
Ein arithmetischer Mittelwert, welcher von Null abweicht, impliziert die Entstehung von unidirektionalen Abweichungen bei wiederholten Scans. Zu beachten sind die durchwegs vergleichbaren Standardabweichungen der Messungen; die höchste von  $\pm 2.5$  mm bei Scans der Fussposition mit Gewicht auf dem Transferboard ist durch einen aussergewöhnlich hohen Maximalwert von 5.1 mm in dieser Serie zu erklären. Trotzdem scheint der Korrektursummand vor allem bei denjenigen Serien geeignet zu sein, wo Gewicht auf dem Transferboard positioniert wurde, da hier alle Mittelwerte unter 1 mm zu liegen kommen. Es kann aber nicht genug darauf hingewiesen werden, dass diese Werte sich auf unmittelbar nacheinander akquirierte Scans beziehen; sie stellen den Fehler dar, der bei jeder weiteren Generation eines Bildvolumens addiert werden muss.

Die Verteilung von relativen Abweichungen entlang der Z-Achse zwischen nacheinander generierten Bildvolumina zusammengefasst für alle Messungen mit und ohne Gewicht auf dem Transferboard ist in Abbildung 11 gezeigt. Nach Verwendung des Korrektursummands von -10.9 mm ergibt sich eine Verteilung gemäss Abbildung 12. Hier bestätigt sich die Vermutung, dass der applizierte Korrektursummand am ehesten für Messungen mit Gewicht auf dem Transferboard richtige Werte liefert. Die Mittelwerte beider Gruppen (ohne Gewicht -1.8 mm, mit Gewicht -0.5 mm) unterscheiden sich statistisch signifikant ( $p = 0.001$ ).



**Abbildung 11.** Relative Z-translationale Abweichung zwischen nacheinander generierten Bildvolumina.  $N = 30$  Bildvolumina mit Gewicht (davon  $N = 3$  aufgrund eines technischen Problems nicht auswertbar) und  $N = 30$  Bildvolumina ohne Gewicht. Translationen des Transferboards in die OP-Zone.

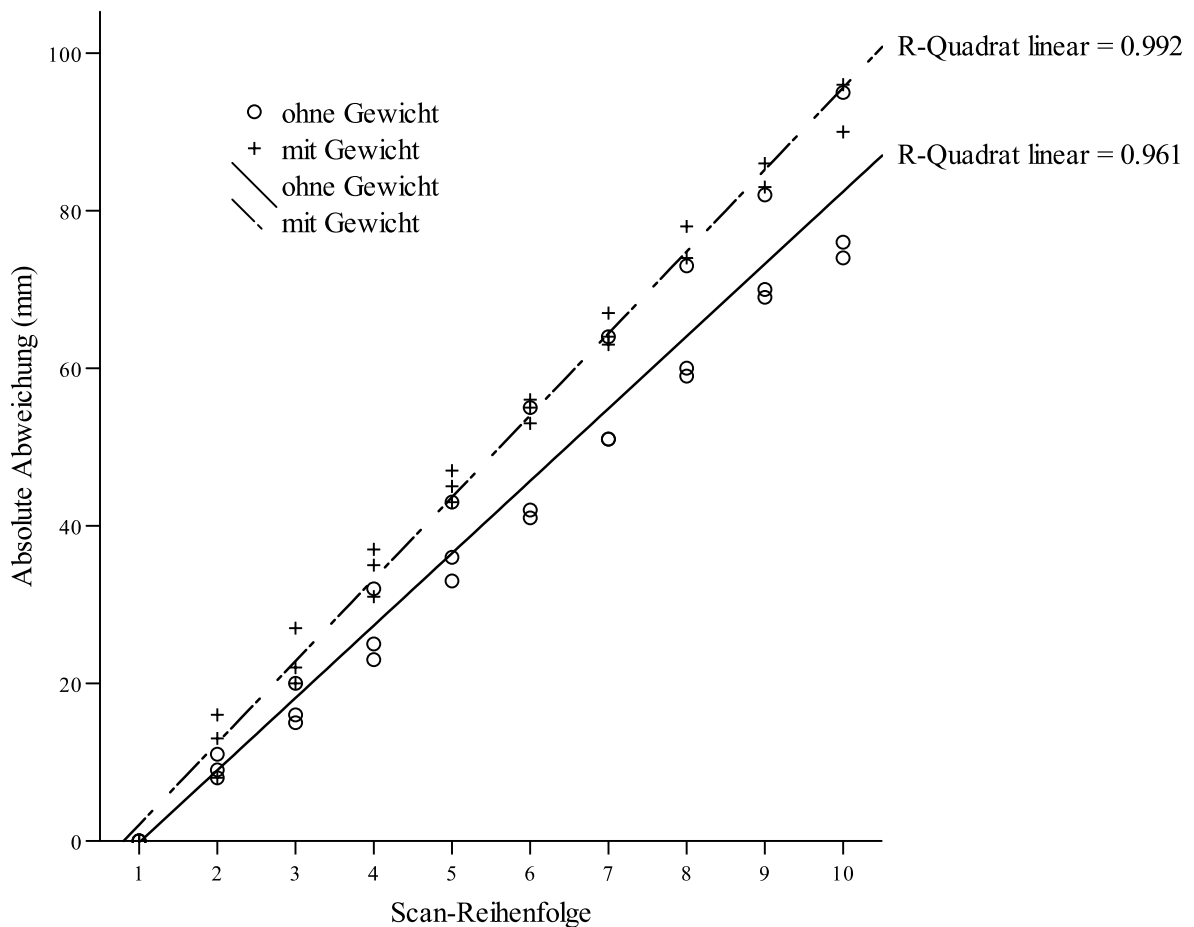




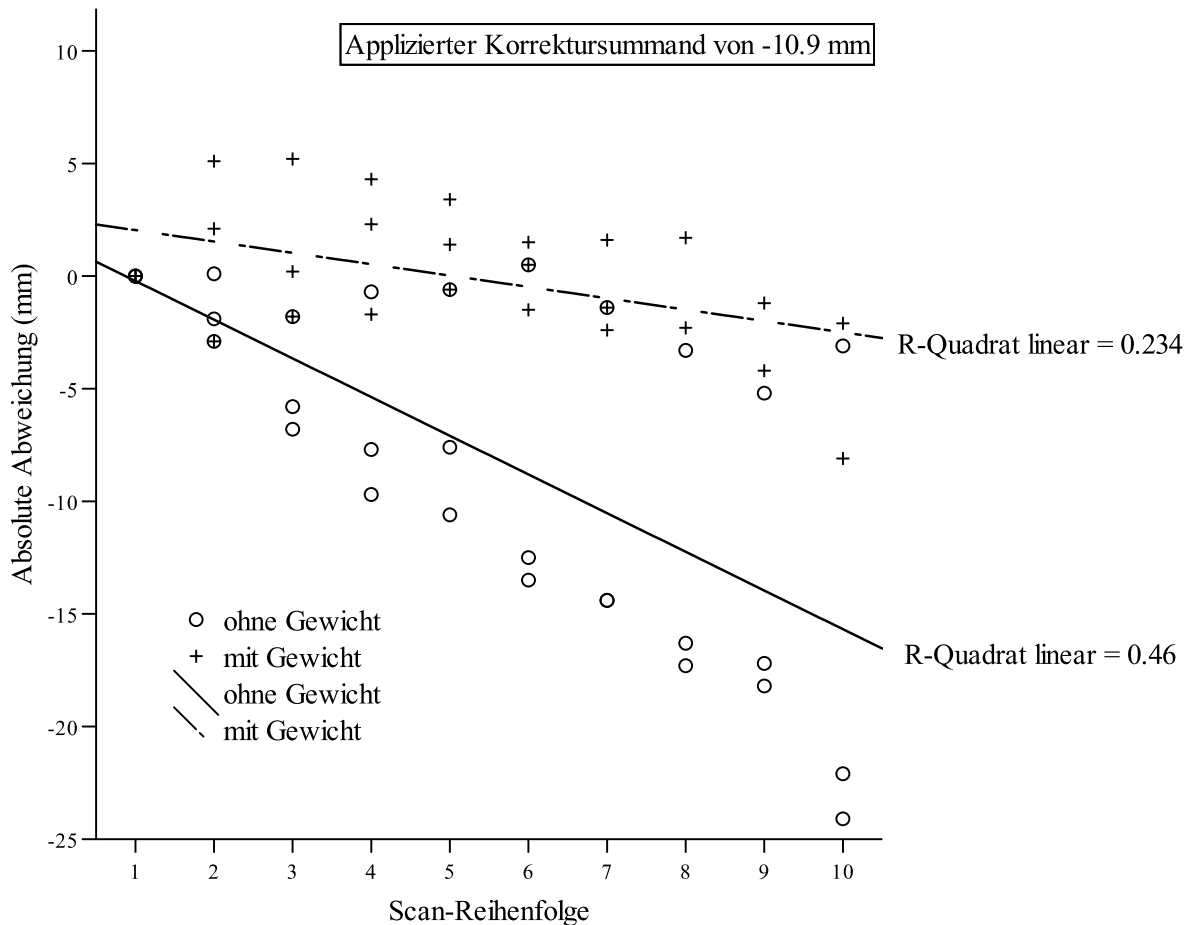
**Abbildung 12.** Relative Z-translationale Abweichung zwischen nacheinander generierten Bildvolumina.  $N = 30$  Bildvolumina mit Gewicht (davon  $N = 3$  aufgrund eines technischen Problems nicht auswertbar) und  $N = 30$  Bildvolumina ohne Gewicht. Translationen des Transferboards in die OP-Zone. Applizierter Korrektursummand von -10.9 mm zu allen Messwerten.

Abbildung 13 verdeutlicht den Zusammenhang zwischen sequentieller Bildgeneration und zunehmendem Z-translationalem Fehler. Dargestellt ist die Abweichung in der Z-Achse, wenn jedes neue Bildvolumen mit dem ersten der Testserie verglichen wird. Die lineare Anordnung der einzelnen Messwerte deutet auf einen systematischen Fehler unseres Prototyps hin. Ohne Korrekturmassnahmen ergäben sich nach 10 akquirierten Bildvolumina Z-translationale Verschiebungen von beinahe einem Dezimeter, welches jegliche Navigation ad absurdum führen würde. In Abbildung 14 wurden die gleichen Messwerte mit appliziertem Korrektursummand dargestellt. Das Entstehen von unidirektionalen Verschiebungen wurde durch den Korrektursummand verringert, jedoch nicht komplett ausgeschaltet. Besonders bei Messwerten ohne Gewicht auf dem Transferboard ist ein linearer Charakter ( $R$ -Quadrat linear

= 0.46) und somit ein systematischer Fehler weiterhin vorhanden. Grund hierfür ist, dass der Korrektursummand nur den Mittelwert einer normalverteilten Messwertreihe (Kapitel 4.1.3. *Präzision des Dockvorganges*) darstellt, in Tat und Wahrheit also selbst eine Streuung besitzt und dem statistisch signifikanten Unterschied der Mittelwerte mit und ohne Gewicht auf dem Transferboard nicht Rechnung trägt.



**Abbildung 13.** Z-translationale Abweichungen unter Vergleich jedes neu akquirierten Bildvolumens mit dem ersten einer Testserie.  $N = 30$  Bildvolumina mit Gewicht (davon  $N = 3$  aufgrund eines technischen Problems nicht auswertbar) und  $N = 30$  Bildvolumina ohne Gewicht auf dem Transferboard. Translationen des Transferboards in die OP-Zone. Regressionsgeraden für beide Konfigurationen.



**Abbildung 14.** Z-translationale Abweichungen unter Vergleich jedes neu akquirierten Bildvolumens mit dem ersten einer Testserie bei appliziertem Korrektursummand von -10.9 mm zu allen Messergebnissen.  $N = 30$  Bildvolumina mit Gewicht (davon  $N = 3$  aufgrund eines technischen Problems nicht auswertbar) und  $N = 30$  Bildvolumina ohne Gewicht auf dem Transferboard. Translationen des Transferboards in die OP-Zone. Regressionsgeraden für beide Konfigurationen.

#### 4.1.2. Y-translationale Positionierungsgenauigkeit

Nacheinander generierte Bildvolumina zeigen keine messbaren Verschiebungen entlang der Y-Achse. Werden das erste und das letzte Bildvolumen einer Testkonfiguration verglichen ergibt dies Werte, welche in Tabelle 8 zusammengefasst sind. Auch hier zeigen sich messbare unidirektionale Verschiebungen von bis zu 2.0 mm, wenn die zurückgelegte Distanz und Anzahl der Translationen zunimmt. Weil die CT-Schichtbilder Pixel-Dimensionen von

gerundet 1 x 1 mm aufweisen (Kapitel 3.3.2. *Bildakquisition*), werden die gemessenen Abweichungen in ganzen Zahlen angegeben.

**Tabelle 8.** Relative Y-translationale Positionierungsgenauigkeit. Abweichungen zwischen dem ersten und letzten Bildvolumen einer Test-Konfiguration.  $N = 6$  Messungen pro Test-Konfiguration ausser beim letzten Test ( $N = 10$ ).

Translation entlang der Y-Achse (mm)	Y-translationale Abweichung (mm)
0 - (+37)	0.0
0 - (-37)	0.0
0 - (+74)	1.0
0 - (-74)	1.0
0 - (+74) - (-74) <sup>a</sup>	2.0

<sup>a</sup>Translation des Transferboards von  $Y = 0$  über +74 nach -74 mm ( $N = 10$ ).

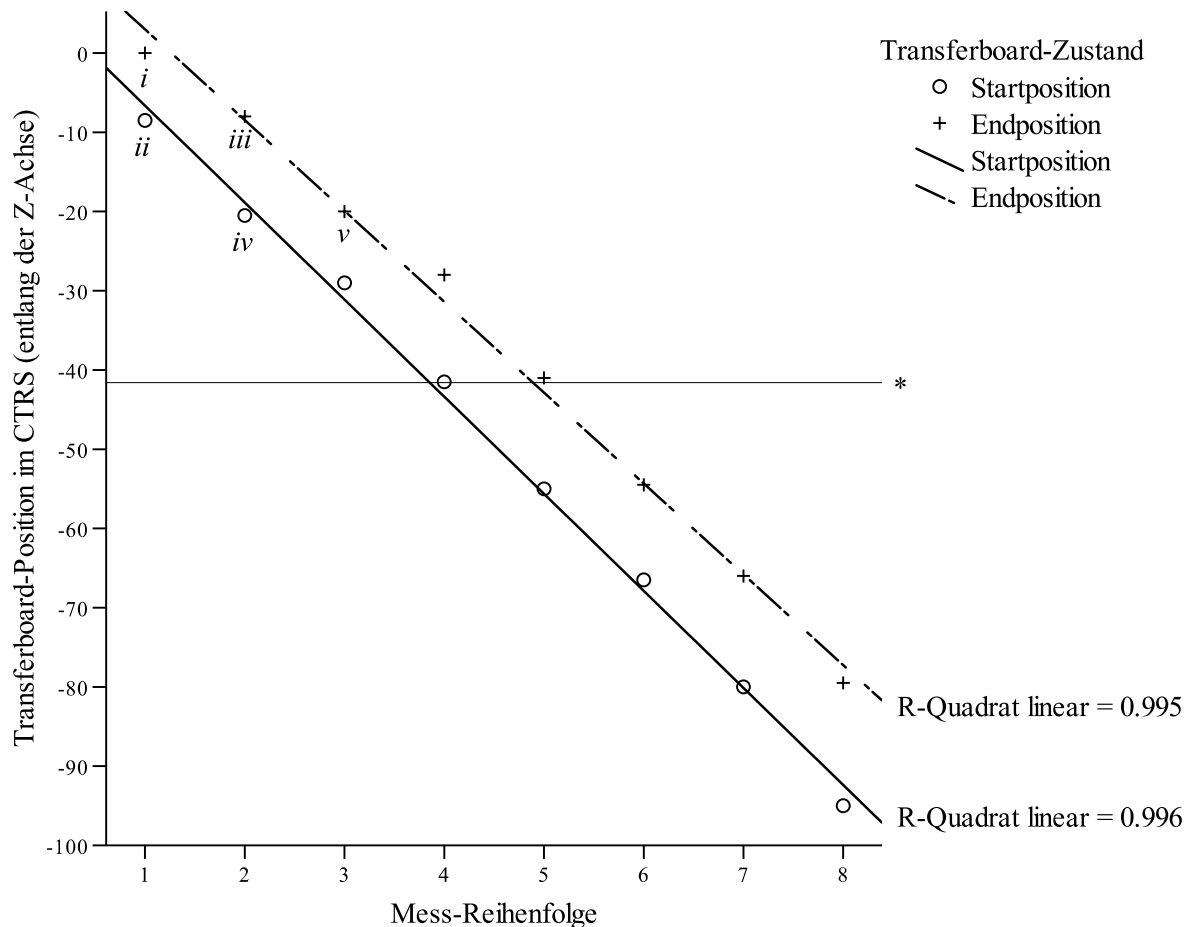
#### 4.1.3. Präzision des Dockvorganges

Um die Genauigkeit des Dockvorganges genauer zu untersuchen verwendeten wir den Digitizer um die absoluten Positionen der zwei in Kapitel 3.4.3. *Präzision des Dockvorganges* definierten Zustände (Start- und Endposition) des Transferboards zu messen. Anders als angenommen waren die Positionen nicht identisch, sondern unterschieden sich um  $11.5 \pm 0.9$  mm entlang der Z-Achse ( $N = 8$ , Tabelle 9). Die „Endposition“ des Boards lag in diesem Fall näher bei der CT-Gantry als die „Startposition“. Der Z-translationale Positions-Encoder des AWIGS CT-Tisches hingegen sprach verspätet an und zeigte für die gleiche Strecke lediglich eine Distanz von  $0.6 \pm 0.2$  mm ( $N = 8$ ) an. Folglich reinitialisierte sich der Computertomograph im Grunde unter Verwendung der letzten bekannten Position des Transferboards im CT-Referenzsystem (CTRS) und generierte mit jedem Dockvorgang einen unidirektionalen, systematischen Fehler entlang der Z-Achse von  $(11.5 \pm 0.9 \text{ mm}) - (0.6 \pm 0.2 \text{ mm}) = 10.9 \pm 0.9$  mm. Dieser Mittelwert wurde konsekutiv als Korrektursummand (Tabelle 7, Abbildungen 12, 14) in unseren Messungen verwendet.

**Tabelle 9.** Transferboard-Position im Digitizer-Referenzsystem (DRS) bei wiederholtem Ab- und Andocken.  $N = 8$  Bestimmungen der Startposition,  $N = 8$  Bestimmungen der Endposition des Transferboards.

	Startposition (Vektor, mm)	Endposition (Vektor, mm)	Distanz (Vektor, mm)
Arithmetischer Mittelwert	1494.7	1482.6	11.5
Standardabweichung	0.9	1.1	0.9

Abbildung 15 verdeutlicht noch einmal die Entstehung des Z-translationalen Fehlers im CTRS bei jedem Dockvorgang. Die zeitliche Abfolge der einzelnen Messwerte ist hierfür entscheidend. Aufgezeichnet ist die im CTRS entlang der Z-Achse ausgegebene Position des Transferboards bei mehrmaligem Ab- und Andocken. Start- und Endposition des Transferboards wurden mehrmals ( $N = 8$ ) hintereinander abgelesen und jeweils zusammen gruppiert (Abbildung 15, Abszisse). Würde eine Gerade zwischen direkt aufeinanderfolgenden Messwerten ( $i - v$ ) gezeichnet, ergäbe sich eine treppenförmige Funktion. Wir wissen, dass die Start- und Endposition nicht übereinstimmen (Tabelle 9). Die einzelnen Werte für beide Positionen bei wiederholtem Ab- und Andocken verändern sich aber nicht wesentlich, was die tiefen Standardabweichungen für die Start- und die Endposition in Tabelle 9 belegen. Folglich müsste auch die Positionsangabe im CTRS eine konstante Abweichung beider Positionen beschreiben und Regressionsgeraden für die Messwerte der Start- respektive der Endposition in Abbildung 15 annähernd parallel zur X-Achse verlaufen. Abbildung 15 würde also bei korrekter Transferboard-Referenzierung im CTRS eine sägezahnartige Funktion zeigen. Tatsächlich aber zeigt das CTRS nach Andocken des Transferboards beinahe dieselbe Position wie vor dem Abdocken an – somit entsteht bei jedem Andocken ein systematischer Z-translationaler Positionsfehler, der sich für aufeinanderfolgende Messwerte annähernd linear verhält.



**Abbildung 15.** Transferboard-Position in der Z-Achse des CTRS bei wiederholtem Ab- und Andocken. Die Start- und Endposition des Transferboards wurde sukzessive bestimmt und jeweils gruppiert ( $N = 8$ , Abszisse). Eigene Regressionsgeraden für Start- und Endposition des Transferboards sind aufgezeichnet. Die Reihenfolge der einzelnen Messwerte ist stellvertretend für die ersten 5 Messungen angegeben ( $i - v$ ). Eine Parallele (\*) zur X-Achse verdeutlicht, dass die Startposition beinahe mit der Endposition der nächsten Messung übereinstimmt.

#### 4.1.4. Y-translationale Distanzmessungsgenauigkeit

Das Verhältnis von verschiedenen Distanzen, welche vom Transferboard entlang der Y-Achse zurückgelegt wurden, gemessen zum einen durch den Y-translationalen Positions-Encoder des AWIGS CT-Tisches im CTRS und zum andern durch den Digitizer im DRS ist in der linken Spalte von Tabelle 10 aufgezeigt. Die Resultate zeigen ein Distanz-Skalierungsproblem, wonach zum Beispiel bei 1 mm zurückgelegter Wegstrecke (gemessen durch den Digitizer) lediglich ein Wert von  $0.83 \pm 0.03$  mm im CTRS ausgegeben wird. In der rechten Spalte von Tabelle 10 sind zusätzlich Distanzmessungen des Y-translationalen

Positions-Encoders mit den jeweiligen von Hand gemessenen Strecken verglichen. Erwartungsgemäss sind hier die Standardabweichung und die weiteren Kennzahlen bezüglich des Ausmasses der Streuung der Messwerte höher, die Mittelwerte korrelieren aber sehr gut. Damit kann bestätigt werden, dass der Digitizer korrekte Messwerte liefert. Um Distanzen, welche durch den Positions-Encoder des AWIGS CT-Tisches entlang der Y-Achse ausgegeben werden, in Millimeter umzurechnen, kann der Korrekturfaktor von  $1 / 0.83 = 1.20$  appliziert werden.

**Tabelle 10.** Y-translationale Distanzmessungsgenauigkeit. Verhältnis von identischen Distanzen ( $N = 8$ ) entlang der Y-Achse, gemessen im CTRS (Y-translationaler Positionencoder), zu den berechneten Werten im DRS (Digitizer) und zur manuellen Messung. KI, Konfidenzintervall. CTRS, CT-Referenzsystem. DRS, Digitizer-Referenz-System.

	CTRS : DRS	CTRS : manuelle Messung
Arithmetisches Mittel	0.83 : 1	0.84 : 1
Standardabweichung	0.03	0.09
Mindestwert	0.79 : 1	0.69 : 1
Höchstwert	0.86 : 1	0.91 : 1
95% KI Untergrenze	0.78 : 1	0.73 : 1
95% KI Obergrenze	0.87 : 1	0.96 : 1

#### **4.1.5. Kalibrationsgenauigkeit**

##### *4.1.5.1. Normale Kalibration*

Die Genauigkeit von normalen Kalibrationen ( $N = 12$ ) ist in der linken Spalte von Tabelle 11 ersichtlich. Ein Bias von 2.1 mm mit einer Präzision von 0.7 mm wurde als initiale Genauigkeit in unserem System errechnet. Ausreisser bis 4.1 mm wurden beobachtet.

**Tabelle 11.** Kalibrationsgenauigkeit.  $N = 12$  normale Kalibrationen.  $N = 10$  Kalibrationen unter Einbeziehung der CT-Positionierungsgenauigkeit.

	Normale Kalibration (mm)	Kalibration basierend auf CT-Positionierung (mm)
Bias (arithmetisches Mittel)	2.1	3.0
Präzision (Standardabweichung)	0.7	0.9
Median	1.9	3.1
75% Perzentile	2.3	3.6
Höchstwert	4.1	4.0

#### 4.1.5.2 Kalibration unter Einbeziehung der CT-Positionierungsgenauigkeit

Die während der ersten normalen Kalibration im CTRS gespeicherte Position der koplanar zur Bildebene eingestellten Kalibrationsplatte wurde angefahren ( $N = 10$ ) und das System auf dieser Basis rekaliert (Tabelle 11, rechte Spalte). Bias (3.0 mm) und Präzision (0.9 mm) liegen zwar etwas höher, aber in derselben Größenordnung wie bei der normalen Kalibration und können über mehrere Ab- und Andocksequenzen beibehalten werden. Durch manuelles zurückstellen des CTRS und Akquisition aller Bildvolumina auf derselben Höhe konnte der systematische Fehler beim Dockvorgang ausgeschaltet werden. Die Präzision ist in diesem Fall sogar besser als in einer früheren modalitätsbasierten Navigations- (MBN) Anwendung, wo Interventionen auf dem CT-Tisch eines Standard-Computertomographen durchgeführt wurden. Dort betrug die Standardabweichung [Präzision] bei  $N = 17$  Messungen 1.3 mm (Jacob *et al.* 2000a).



## 5. Diskussion

---

Wir haben in einer grossen Test-Serie die Positionierungsgenauigkeit in unserem registrierungsfreien, CT-basierten Navigationssystem unter den verschiedensten Bedingungen untersucht. Dabei haben wir Limitationen des Systems, aber auch Bedingungen zu deren Korrektur aufzeigen können.

Solange das Transferboard nicht aus der Reichweite der Positions-Encoder des AWIGS (Advanced Workplace for Image-Guided Surgery) CT-Tisches bewegt wird, zeigen Z- und Y-translationale Positionierungsmessungen bei nacheinander generierten Bildvolumina keine messbaren Abweichungen. Dies trifft auf sämtliche untersuchten Phantompositionen und Gewichtskonfigurationen auf dem Transferboard zu. Folglich ist die *intrinsische* Kalibration des Computertomographen, welche die Reproduzierbarkeit von Scans an einer festgelegten Koordinate sicherstellt, gewährleistet. Diese Kalibration wird in aller Regel durch den Hersteller durchgeführt und ist nicht zu verwechseln mit der *extrinsischen* Kalibration unseres Navigationssystems, welche wir bisher als *eigentliche* Kalibration bezeichnet haben. Trotzdem konnten wir zeigen, dass mit der Zeit unidirektionale Positionsfehler in der Z- und der Y-Achse auftreten. Die Zahlen in Tabelle 5 zeigen, dass nach 10 aufeinanderfolgenden Scans mit Abweichungen von bis zu 1.0 mm entlang der Z-Achse gerechnet werden muss. Bei grösseren Bewegungen des Transferboards entlang der Y-Achse trifft dies bereits für  $N = 6$  Translationen zu (Tabelle 8). Wohl ist dies noch keine dramatische Abweichung, wenn man bedenkt, dass ein Patient nie auf den Millimeter genau immobilisiert werden kann. Beunruhigender ist aber die Tatsache, dass es sich nicht um normalverteilte Werte handelt, sondern dass sich ein unidirektionaler Fehler einschleicht, der schon nach mehreren Anwendungen ohne Rekalibration ins Gewicht fallen kann.

Obwohl der Y-translationale Skalierungsfehler von  $1 : 0.83 \pm 0.03$  (Tabelle 10) keinen Einfluss auf die intrinsische Kalibration des Computertomographen hat, behindert er die Aufrechterhaltung der Navigationsgenauigkeit des gesamten Systems, da unsere Navigationssoftware die im CT-Referenzsystem (CTRS) angegebene Tischposition ausliest. Wenn also neue Bildvolumina nicht auf derselben Tischhöhe generiert werden, auf der die Kalibration durchgeführt wurde, kann die berechnete Deviation entlang der Y-Achse des CTRS nicht direkt verrechnet werden, da wir gezeigt haben, dass die Distanzausgabe im

CTRS nicht der wahren Distanz entspricht, welche z. B. mit dem Digitizer gemessen werden kann (Tabelle 10). Die Ursache dafür scheint ein schlecht eingestellter *Y*-translatinaler mechanischer Encoder des AWIGS CT-Tisches gewesen zu sein, welcher in der Folge durch den Hersteller korrigiert wurde. In unserem Prototyp wurde der Fehler durch wiederholte Kalibration des Systems zwischen einzelnen Interventionen umgangen. Alternativ dazu kann dieses Problem gelöst werden, indem alle Scans auf derselben Tischhöhe generiert werden, die für die initiale Kalibration eingestellt wurde, da die Reproduzierbarkeit von Bildvolumina auf derselben Tischhöhe akzeptabel ist (Tabelle 8). Die Verwendung eines Korrekturfaktors von 1.20 für jede Distanz, welche von Computertomographen entlang der *Y*-Achse gemessen wird ist eine weitere, wenn auch nicht empfohlene Option.

Die Tatsache, dass jeder Dockvorgang einen systematischen relativen Positionsfehler entlang der *Z*-Achse generiert, behindert eine stabile Navigationsgenauigkeit am meisten. Der Fehler beträgt für jedes neu akquirierte Bildvolumen  $10.9 \pm 0.9$  mm und verändert sich somit nach jedem Dockvorgang annähernd linear (Abbildungen 13, 15). Wir haben gezeigt, dass er einem systematisch verspäteten Ansprechen des *Z*-translatinalen Positions-Encoders beim Dockvorgang entspricht: Die reelle „Startposition“ und „Endposition“ des Transferboards ist nicht identisch, während die Ausgabe im CTRS bezüglich dieser beiden Positionen fast dieselbe ist (Abbildung 15). Wiederum wurde dies umgangen, indem das System zwischen den einzelnen Einsätzen rekaliert wurde. Alternativ kann das CTRS manuell nach jedem Dockvorgang zurückgestellt werden. Die Verwendung des Korrektursummands von -10.9 mm ist ein weitere, jedoch nicht empfehlenswerte, Option, da er den Mittelwert einer normalverteilten Messwertserie darstellt (Standard Abweichung  $\pm 0.9$  mm) und isolierte *Z*-translationale Verschiebungen von über 5 mm in unseren Experimenten beobachten werden konnten (Tabelle 7). Zudem vernachlässigt seine Verwendung den statistisch relevanten Einfluss von Gewicht auf dem Transferboard ( $p = 0.001$ ). Die Ursache für diesen statistisch relevanten Unterschied ist ebenfalls beim Dockvorgang zu suchen, da die Positionsmessungen bei auf die CT-Zone limitierten Translationen des Boards keine derartigen Unterschiede zeigten (Tabelle 5). Da der durch das Docken entstehende Fehler mit dem *Z*-translatinalen Encoder des AWIGS CT-Tisches zusammenhängt und nicht durch Deformationen des Transferboards zu erklären ist, vermuten wir keine substanzielle Vergrößerung des Fehlers nahe der Gewichtslimite des Systems, welche bei 225 kg liegt.

Wenn das CTRS nach jedem Dockvorgang zurückgestellt wird und alle Bildvolumina auf derselben Tischhöhe generiert werden, ist eine Kalibrationsgenauigkeit von  $3.0 \pm 0.9$  mm über mehrere Ab- und Andocksequenzen erreichbar (Tabelle 11, rechte Spalte). Diese beiden Schritte eliminieren den systematischen Charakter des mit dem Dockvorgang vergesellschafteten *Z*-translationalen Positionsfehlers und die *Y*-translationalen Skalierungsprobleme, welche in unserem Prototyp vorhanden sind. Eine sofortige Navigation mit einer akzeptablen Genauigkeit ohne die Notwendigkeit, das System präinterventionell zu kalibrieren, ist dadurch möglich. Zu beachten ist, dass bei einer Generation eines neuen Bildvolumens als aktualisierte Navigationsgrundlage die Navigationsgenauigkeit als Funktion der gewählten Schichtbilddicke abnehmen wird.

Um die bestmögliche Navigationsgenauigkeit von  $2.1 \pm 0.7$  mm (Tabelle 11, linke Spalte) in der klinischen Anwendung zu ermöglichen, wurde das System vor jeder neuen Bildgeneration rekaliert. Bei dieser Vorgehensweise fallen die beschriebenen Limitationen unseres Prototyps nicht ins Gewicht, aber der Vorteil einer sofort einsatzbereiten Navigationsumgebung kann nicht mehr genutzt werden. Zudem ist die häufige Rekalibration mittels einer Kalibrationsplatte nicht praktikabel.

Die Resultate der Kalibrationsgenauigkeit in unserem System können am ehesten mit dem „Fiducial Registration Error“ (FRE) (Fitzpatrick *et al.* 1998) anderer Navigationssysteme verglichen werden. Der FRE ist ein Maß für den Grad der Abweichung von im Bildvolumen ausgewählten Markern zu ihrer durch das Lokalisierungsgerät bestimmten Lage nach Registrierung des Bildvolumens zur Patientenposition. Die meisten Navigationssysteme berechnen diesen Wert als Maß für die Güte der aktuellen Registrierung und geben ihn in *mm RMS* (Root Mean Square) an. Da in unserem registrierungsfreien Navigationssystem die Registrierung durch Kalibration des Digitizers zur Modalität ersetzt wird, korreliert unsere Kalibrationsgenauigkeit zum FRE vergleichbarer patientenbasierter Systeme. Das in einem klinischen Setup verwendete elektromagnetische ACCISS II Navigationssystem (Schaerer Mayfield Technologies GmbH, Berlin, Deutschland) erreichte in einer aktuellen Studie einen FRE von  $1.53 \pm 0.51$  mm (Suess *et al.* 2007). Submillimetrische FRE Werte wurden bei Navigationssystemen, die in der otologischen Chirurgie eingesetzt werden, publiziert (Labadie *et al.* 2004). Das optische „Stryker“ Navigationssystem (Stryker Canada LP, Burlington, Ontario) wird in der endoskopischen Sinuschirurgie verwendet und lieferte in der klinischen Anwendung einen FRE von  $2.02 \pm 0.48$  mm (Fuoco *et al.* 2005). Diese und andere

(Grunert *et al.* 1998, Abbasi *et al.* 2001, Kozak *et al.* 2002) Messungen für den FRE befinden sich in derselben Grössenordnung wie die Kalibrationsgenauigkeit (Tabelle 11) in unserem System. Trotzdem gibt es Einschränkungen der Korrelation von unserem Werten zum FRE, da bei letzterem die Abweichungen von mindestens 3 Punktepaaren in den Wert einfließen, während bei unseren abschliessenden Messungen der Kalibrationsgenauigkeit nur die Abweichung eines einzelnen Fiducial Markers berechnet wurde. Es ist jedoch davon auszugehen, dass bei exakt paralleler Ausrichtung der Kalibrationsplatte zur CT-Gantry die Abweichungen von mehreren Markern der Kalibrationsplatte gleichgerichtet und gleich gross sind, was bei patientenbasierten Navigationssystemen aufgrund der mittels einem Zeigeinstrument am Patienten lokalisierten Landmarken nie gegeben ist. Zusätzlich werden in unserem System nicht einzelne Punkte, sondern zwei Ebenen (Gantry- und Kalibrationsplattenebene) registriert, was die Aussagekraft von Abweichungen mehrerer in der Bildebene ausgewählten Punkte weiter verkleinert.

Der FRE ist nicht unumstritten: Es wurde gezeigt, dass der „Target Registration Error“ (TRE) ein besser geeignetes Mass für die Genauigkeit eines Navigationssystems darstellt (Fitzpatrick *et al.* 1998). Der TRE berechnet sich mit der Ausnahme, dass als Zielpunkt kein zur Registrierung benutzter Marker verwendet wird, genau gleich wie der FRE. Da die Genauigkeit der Registrierung besonders an Orten abnimmt, die verhältnismässig weit vom Isozentrum der zur Registrierung verwendeten Marker liegen, bietet der TRE eine umfassendere Aussage über die Genauigkeit einer Navigationsumgebung. Dem hätte in unserem System eine simulierte Navigation nach Scan des Phantoms bei kalibriertem System entsprochen.

Obwohl wir eine Vielzahl von Bildvolumina mit grossem Zeitaufwand akquiriert haben, handelt es sich doch um vergleichsweise wenige Scans pro untersuchter Konfiguration. Bei 10 oder weniger Scans pro Konfiguration kann bereits ein Ausreisser beträchtliche Auswirkungen auf die Kennzahlen haben, wie dies beispielsweise in den Tabellen 6 und 7 bei den Standardabweichungen für Z-translationale Abweichungen bei Scan an der Fussposition mit Gewicht der Fall ist. Die Ergebnisse dieser Arbeit können dabei helfen, bei weiteren Genauigkeitsmessungen in diesem oder vergleichbaren Systemen Schwerpunkte zu setzen, wie wir dies beim Dockvorgang getan haben. So scheinen im Nachhinein die 60 Bildvolumina bei Translationen des Transferboards, welche auf die CT-Zone limitiert waren, eher übertrieben.

Als wir die Mess-Serie begonnen haben, wurde nicht damit gerechnet, einen systematischen Positionierungsfehler in unserem System zu entdecken. Vielmehr sind wir davon ausgegangen, dass es sich um normalverteilte Messwerte mit vergleichsweise geringfügigen Abweichungen handeln wird. Aus diesem Grunde wurde pro Bildvolumen eine Scanlänge entlang der Z-Achse von 20 mm als genügend betrachtet. Hätten wir damals schon vermutet, dass sich Z-translationale Abweichungen von mehr als 10 mm messen lassen würden, wären grössere Bildauschnitte gewählt worden. Dies hätte eine softwaregestützte Registrierung und damit zusätzliche Mess-Genauigkeit erbracht.

Die grossen Messfehler hatten aber nicht nur ungünstige Auswirkungen: Durch unsere Messungen konnte die Entwicklung des Prototyps weiter vorangetrieben werden. Wir konnten auf ein Problem aufmerksam machen, welches bisher in Zusammenhang mit modalitätsbasierten Navigationssystemen noch nicht näher besprochen wurde: Nimmt nämlich wie in unserem Fall durch das ab- und andockbare Transferboard die Flexibilität bei der Patientenpositionierung zu, kann es unter den gezeigten Umständen zu einer dramatischen Abnahme der Navigationsgenauigkeit kommen.

## 6. Schlussfolgerungen

---

Wir schliessen, dass die Positionierungsgenauigkeit in unserem System ausreichend ist, um modalitätsbasierte Navigation in einem breiten Spektrum von klinischen Anwendungen in der Chirurgie und der interventionellen Radiologie einzusetzen. Dies wird auch durch die ersten klinischen Erfahrungen (Huegli *et al.* 2005, Gross *et al.* 2004) bestätigt.

Die diskutierten Probleme unseres AWIGS Prototyps wurden bis heute angegangen: Eine kontinuierliche Verfolgung des auf dem OP-Tisch eingerasteten Transferboards durch mechanische Encoder in den Tischpfeilern sowie eine korrekte Referenzierung des Transferboards zum AWIGS CT-Tisch als auch des CT-Tisches zur CT-Gantry wurden implementiert. Durch diese Massnahmen wird die Notwendigkeit häufiger Rekalibrationen vermindert. Ein Computertomograph einer anderen Firma (Siemens, Erlangen, Deutschland) wird heute in Kombination mit dem AWIGS CT-Tisch verwendet. Trotzdem sind regelmässige Konsistenz-Tests zur Qualitätskontrolle nötig, um die Beibehaltung der Navigationsgenauigkeit nach Kalibration sicherzustellen.

Heutige zur Bildgebung genutzte Modalitäten wurden nicht für IGT (Image-Guided Therapy) konzipiert. Auch in unserem Prototyp ist der Grad der Integration der Computertomographie in die Navigationsumgebung einer der bedeutendsten Ursachen für die Abnahme der Navigationsgenauigkeit. Eine Verbesserung der Genauigkeit von modalitätsbasierter Navigation ist in erster Linie eine lückenlose Integration der Modalität in die Navigationsumgebung.

## 7. Literatur

---

Abbasi H R, Grzeszczuk R, Chin S, Fahrig R, Holz H, Hariri S, Kim D, Adler J and Shahidi R 2001 Clinical fluoroscopic fiducial-based registration of the vertebral body in spinal neuronavigation *Stud Health Technol Inform* **81** 1-7

Abramoff M D, Magelhaes P J and Ram S J 2004 Image Processing with ImageJ *Biophotonics International* **11** 36-42

ASTM 2002 F1266-89 Standard Performance Specification for Cerebral Stereotactic Instruments *ASTM International*

Barnett G H, Kormos D W, Steiner C P and Weisenberger J 1993 Use of a frameless, armless stereotactic wand for brain tumor localization with two-dimensional and three-dimensional neuroimaging *Neurosurgery* **33** 674-8

Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F, Enislidis G, Kollmann C, Rafolt D, Nowotny R, Ewers R and Bergmann H 1998 Systematic distortions in magnetic position digitizers *Med Phys* **25** 2242-8

Brown R A 1979 A stereotactic head frame for use with CT body scanners *Invest Radiol* **14** 300-4

Brown R A, Roberts T S and Osborn A G 1980 Stereotaxic frame and computer software for CT-directed neurosurgical localization *Invest Radiol* **15** 308-12

Cox J and Kirkpatrick R C 1896 The New Photography with Report of a Case in which a Bullet was Photographed in the Leg *The Montreal Medical Journal* **24** 661-5

Dam H J W 1896 The new marvel in photography *McClure's Magazine* **6**

Dammann F 2002 [Image processing in radiology] *Rofo* **174** 541-50

- Eggers G, Muhling J and Marmulla R 2006 Image-to-patient registration techniques in head surgery *Int J Oral Maxillofac Surg* **35** 1081-95
- Fitzpatrick J M, West J B and Maurer C R, Jr. 1998 Predicting error in rigid-body point-based registration *IEEE Trans Med Imaging* **17** 694-702
- Fuoco G, Chiodo A, Smith O, El Masri W and Guirgis R 2005 Clinical experience with angulated, hand-activated, wireless instruments in an optical tracking system for endoscopic sinus surgery *J Otolaryngol* **34** 317-22
- Gebhard F, Weidner A, Liener U C, Stockle U and Arand M 2004 Navigation at the spine *Injury* **35 Suppl 1** S-A35-45
- Gross T, Jacob A L, Messmer P, Regazzoni P, Steinbrich W and Huegli R W 2004 Transverse acetabular fracture: hybrid minimal access and percutaneous CT-navigated fixation *AJR Am J Roentgenol* **183** 1000-2
- Grunert P, Muller-Forell W, Darabi K, Reisch R, Busert C, Hopf N and Perneczky A 1998 Basic principles and clinical applications of neuronavigation and intraoperative computed tomography *Comput Aided Surg* **3** 166-73
- Hadani M, Spiegelman R, Feldman Z, Berkenstadt H and Ram Z 2001 Novel, compact, intraoperative magnetic resonance imaging-guided system for conventional neurosurgical operating rooms *Neurosurgery* **48** 799-807; discussion -9
- Hata N, Dohi T, Iseki H and Takakura K 1997 Development of a frameless and armless stereotactic neuronavigation system with ultrasonographic registration *Neurosurgery* **41** 608-13; discussion 13-4
- Hill D L, Batchelor P G, Holden M and Hawkes D J 2001 Medical image registration *Phys Med Biol* **46** R1-45
- Holly L T, Bloch O and Johnson J P 2006 Evaluation of registration techniques for spinal image guidance *J Neurosurg Spine* **4** 323-8



- Huegli R W, Schaeren S, Jacob A L, Martin J B and Wetzel S G 2005 Percutaneous cervical vertebroplasty in a multifunctional image-guided therapy suite: hybrid lateral approach to C1 and C4 under CT and fluoroscopic guidance *Cardiovasc Intervent Radiol* **28** 649-52
- Hummel J, Figl M, Birkfellner W, Bax M R, Shahidi R, Maurer C R, Jr. and Bergmann H 2006 Evaluation of a new electromagnetic tracking system using a standardized assessment protocol *Phys Med Biol* **51** N205-10
- Hummel J, Figl M, Kollmann C, Bergmann H and Birkfellner W 2002 Evaluation of a miniature electromagnetic position tracker *Med Phys* **29** 2205-12
- Hutton B F and Braun M 2003 Software for image registration: algorithms, accuracy, efficacy *Semin Nucl Med* **33** 180-92
- Ireland R H, Dyker K E, Barber D C, Wood S M, Hanney M B, Tindale W B, Woodhouse N, Hoggard N, Conway J and Robinson M H 2007 Nonrigid image registration for head and neck cancer radiotherapy treatment planning with PET/CT *Int J Radiat Oncol Biol Phys*
- Jacob A L, Messmer P, Kaim A, Suhm N, Regazzoni P and Baumann B 2000a A whole-body registration-free navigation system for image-guided surgery and interventional radiology *Invest Radiol* **35** 279-88
- Jacob A L, Regazzoni P, Steinbrich W and Messmer P 2000b The multifunctional therapy room of the future: image guidance, interdisciplinarity, integration and impact on patient pathways *Eur Radiol* **10** 1763-9
- Jacob A L, Suhm N, Kaim A, Regazzoni P, Steinbrich W and Messmer P 2000c Coronal acetabular fractures: the anterior approach in computed tomography-navigated minimally invasive percutaneous fixation *Cardiovasc Intervent Radiol* **23** 327-31
- Javer A R and Kuhn F A 2001 Stereotactic computer-assisted navigational sinus surgery: historical perspective and review of the available systems *J Otolaryngol* **30** 60-4

- Kacher D F, Maier S E, Mamata H, Mamata Y, Nabavi A and Jolesz F A 2001 Motion robust imaging for continuous intraoperative MRI *J Magn Reson Imaging* **13** 158-61
- Kettenbach J, Kronreif G, Figl M, Furst M, Birkfellner W, Hanel R, Ptacek W and Bergmann H 2005 Robot-assisted biopsy using computed tomography-guidance: initial results from in vitro tests *Invest Radiol* **40** 219-28
- Khadem R, Yeh C C, Sadeghi-Tehrani M, Bax M R, Johnson J A, Welch J N, Wilkinson E P and Shahidi R 2000 Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems *Comput Aided Surg* **5** 98-107
- Knott P D, Batra P S, Butler R S and Citardi M J 2006 Contour and paired-point registration in a model for image-guided surgery *Laryngoscope* **116** 1877-81
- Kozak J, Nesper M, Fischer M, Lutze T, Goggelmann A, Hassfeld S and Wetter T 2002 Semiautomated registration using new markers for assessing the accuracy of a navigation system *Comput Aided Surg* **7** 11-24
- Labadie R F, Shah R J, Harris S S, Cetinkaya E, Haynes D S, Fenlon M R, Jusczyk A S, Galloway R L and Fitzpatrick J M 2004 Submillimetric target-registration error using a novel, non-invasive fiducial system for image-guided otologic surgery *Comput Aided Surg* **9** 145-53
- Laborde G, Gilsbach J, Harders A, Klimek L, Moesges R and Krybus W 1992 Computer assisted localizer for planning of surgery and intra-operative orientation *Acta Neurochir (Wien)* **119** 166-70
- Maciunas R J, Galloway R L, Jr. and Latimer J W 1994 The application accuracy of stereotactic frames *Neurosurgery* **35** 682-94; discussion 94-5
- Mascott C R 2006 In vivo accuracy of image guidance performed using optical tracking and optimized registration *J Neurosurg* **105** 561-7

- Maurer C R, Jr., Fitzpatrick J M, Wang M Y, Galloway R L, Jr., Maciunas R J and Allen G S 1997 Registration of head volume images using implantable fiducial markers *IEEE Trans Med Imaging* **16** 447-62
- Messmer P, Baumann B, Suhm N and Jacob A L 2001a [Navigation systems for image-guided therapy: A review] *Rofo* **173** 777-84
- Messmer P, Gross T, Suhm N, Regazzoni P, Jacob A L and Huegli R W 2004 Modality-based navigation *Injury* **35 Suppl 1** S-A24-9
- Messmer P, Jacob A L, Fries E, Gross T, Suhm N, Steinbrich W, Frede K E, Schneider T and Regazzoni P 2001b [Technology integration and process management. Concept and implementation of a new platform for simultaneous diagnosis and therapy of acutely ill and injured patients and for elective computer assisted surgery (CAS)] *Unfallchirurg* **104** 1025-30
- Messmer P, Staedele H G, Jacob A L, Regazzoni P, Hügli R, Baumann B and Gross T 2003 Das Prinzip der registrierungsfreien CT-basierten Navigation für die Versorgung von Becken- und Azetabulumfrakturen *The Principle of Registration Free CT-Based Navigation in Pelvic and Acetabular Fracture Fixation* 170-4
- Olivier A, Bertrand G and Picard C 1983 Discovery of the first human stereotactic instrument *Appl Neurophysiol* **46** 84-91
- Peters T M 2006 Image-guidance for surgical procedures *Phys Med Biol* **51** R505-40
- Pulyer Y and Hrovat M I 2002 An open magnet utilizing ferro-refraction current magnification *J Magn Reson* **154** 298-302
- Rajasekaran S, Vidyadhara S and Shetty A P 2007 Intra-operative Iso-C3D navigation for pedicle screw instrumentation of hangman's fracture: a case report *J Orthop Surg (Hong Kong)* **15** 73-7

- Roentgen W C 1896 Über eine neue Art von Strahlen *Aus den Sitzungsberichten der Würzburger Physik.-medic. Gesellschaft 1895*
- Schenck J F, Jolesz F A, Roemer P B, Cline H E, Lorenson W E, Kikinis R, Silverman S G, Hardy C J, Barber W D, Laskaris E T and et al. 1995 Superconducting open-configuration MR imaging system for image-guided therapy *Radiology* **195** 805-14
- Schulder M, Salas S, Brimacombe M, Fine P, Catrambone J, Maniker A H and Carmel P W 2006 Cranial surgery with an expanded compact intraoperative magnetic resonance imager. Technical note *J Neurosurg* **104** 611-7
- Schulder M, Sernas T J and Carmel P W 2003 Cranial surgery and navigation with a compact intraoperative MRI system *Acta Neurochir Suppl* **85** 79-86
- Schwarz D, Kasparek T, Provaznik I and Jarkovsky J 2007 A deformable registration method for automated morphometry of MRI brain images in neuropsychiatric research *IEEE Trans Med Imaging* **26** 452-61
- Siessegger M, Mischkowski R A, Schneider B T, Krug B, Klesper B and Zoller J E 2001 Image guided surgical navigation for removal of foreign bodies in the head and neck *J Craniomaxillofac Surg* **29** 321-5
- Stelter K, Andratschke M, Leunig A and Hagedorn H 2006 Computer-assisted surgery of the paranasal sinuses: technical and clinical experience with 368 patients, using the Vector Vision Compact system *J Laryngol Otol* **120** 1026-32
- Suess O, Picht T, Kuehn B, Mularski S, Brock M and Kombos T 2007 Neuronavigation without rigid pin fixation of the head in left frontotemporal tumor surgery with intraoperative speech mapping *Neurosurgery* **60** 330-8; discussion 8
- Sugano N, Sasama T, Sato Y, Nakajima Y, Nishii T, Yonenobu K, Tamura S and Ochi T 2001 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

Sutherland G R, Kaibara T, Louw D, Hoult D I, Tomanek B and Saunders J 1999 A mobile high-field magnetic resonance system for neurosurgery *J Neurosurg* **91** 804-13

Tamura Y, Sugano N, Sasama T, Sato Y, Tamura S, Yonenobu K, Yoshikawa H and Ochi T 2005 Surface-based registration accuracy of CT-based image-guided spine surgery *Eur Spine J* **14** 291-7

Tsuji M, Noguchi N, Shigematsu M, Yamashita Y, Ihara K, Shikimori M and Goto M 2006 A new navigation system based on cephalograms and dental casts for oral and maxillofacial surgery *Int J Oral Maxillofac Surg* **35** 828-36

Zaaroor M, Bejerano Y, Weinfeld Z and Ben-Haim S 2001 Novel magnetic technology for intraoperative intracranial frameless navigation: in vivo and in vitro results *Neurosurgery* **48** 1100-7; discussion 7-8

## **8. Verdankungen**

---

Ich möchte allen, die mir die Arbeit an meiner Dissertation ermöglichten und erleichterten, ganz herzlich danken:

- Herrn Prof. Dr. med. Augustinus Ludwig Jacob für die Übernahme der Betreuung der Dissertation
- Herrn Bernard Baumann für die technische Unterstützung und Instruktion
- Herrn PD Dr. med. Peter Messmer, der immer als Ansprechpartner verfügbar war und schon früh im Studium mein Interesse an der orthopädischen Chirurgie geweckt hat
- Meinen Eltern, Frau Hedra und Herrn Dr. rer. nat. Kurt Brandenberger, für die unerschütterliche Unterstützung und Finanzierung meiner Ausbildung
- Ganz besonders möchte ich Herrn ao. Univ. - Prof. Mag. Dr. Wolfgang Birkfellner vom Zentrum für Biomedizinische Technik & Physik am Allgemeinen Krankenhaus Wien danken, der sich weit über das Übliche mit der vorliegenden Arbeit auseinandergesetzt hat und wertvolle Hinweise zur Präsentation und Auswertung der Daten lieferte

## **9. Curriculum vitae**

---

### **Daniel Andreas Brandenberger von Winterthur ZH**

18.11.1977	Geboren in Schaffhausen SH
1984 – 1989	Primarschule Breitenbach SO
1989 – 1997	Gymnasium Laufental-Thierstein Typus B
1997 – 2004	Studium der Humanmedizin Universität Basel
11/2004	Staatsexamen Universität Basel
2005 –2006	Assistenzarzt Chirurgie Universitätsspital Basel
2006 – 2007	Doktorat Abteilung für Interventionelle Radiologie Universitätsspital Basel
2007 – heute	Assistenzarzt Orthopädie Kantonsspital Liestal