

# Session 6

## Navigation



# Spiegelunterstütztes optisches Tracking für die computerunterstützte Chirurgie

T. Fürtjes<sup>1</sup>, M. Müller<sup>1</sup>, M. de la Fuente<sup>1</sup>, A. Korff<sup>1</sup>, K. Radermacher<sup>1</sup>

<sup>1</sup> RWTH Aachen, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik, Lehrstuhl für Medizintechnik, Aachen, Germany

Kontakt: fuertjes@hia.rwth-aachen.de

## Abstract:

*Der zuverlässigen Lokalisierung chirurgischer Instrumente in Relation zum Patientenkoordinatensystem kommt in der computerunterstützten Chirurgie entscheidende Bedeutung zu. Aufgrund ihrer weiten Verbreitung im klinischen Alltag können optische Trackingsysteme als Standardverfahren für diese Aufgabe angesehen werden. Ein Nachteil von optischen Trackingsystemen liegt in der zwingend erforderlichen freien Sichtlinie (Line-of-Sight) zwischen Kamera und Objekten und der daraus resultierenden Einschränkung der Bewegungsfreiheit.*

*Diese Arbeit beschreibt ein spiegelunterstütztes optisches Trackingverfahren, welches die Generierung von redundanten Positionsinformationen ermöglicht und somit die Sichtbarkeitsproblematik reduziert und gegenüber konventionellen Trackingverfahren den Arbeitsraum erweitert. Die Funktionsfähigkeit des Verfahrens wurde anhand verschiedener Versuchsreihen bestätigt. Es konnte gezeigt werden, dass spiegelbasierte Messungen eine vergleichbare Genauigkeit erreichen wie die direkten Messmethoden.*

*Schlüsselworte: Optisches Tracking, line-of-sight, CAS*

## 1 Problem

Optische Trackingsysteme (OTS) sind im Bereich der computerunterstützten Chirurgie (CUC) ein Standardverfahren zur Lokalisierung verschiedener Objekte im Operationssaal (OP). Der Grund für die große Akzeptanz und weite Verbreitung dieser Systeme liegt in der einfachen Integration in den operativen Workflow sowie der hohen erreichbaren Genauigkeit [1].

Ein Nachteil dabei ist, dass für den zuverlässigen Einsatz eines optischen Trackingsystems eine direkte Sichtverbindung zwischen Kamera und den getrackten Objekten gewährleistet sein muss [2]. Durch eine Unterbrechung der Sichtlinie sinkt sowohl die Zuverlässigkeit, Effizienz und Effektivität des Eingriffes als auch die Benutzerzufriedenheit. Zusätzlich zur vollständigen Verdeckung von Objekten können auch Teilverdeckungen einzelner Marker zu einer verschlechterten Systemperformance führen [3].

Die Gefahr und Folgen einer Sichtlinienunterbrechung hängen von der chirurgischen Anwendung ab. Wird das optische Trackingsysteme für reine Navigationsaufgaben eingesetzt [4], bei denen die Positionen der chirurgischen Instrumente und die anatomischen Strukturen in einer virtuellen Szene dargestellt werden, führt eine Sichtlinienunterbrechung lediglich zu einer Unterbrechung bzw. Verzögerung des Workflows. Im Gegensatz dazu erfordern teilweise automatisierte Systeme wie Navigated Control [5], der Precision Freehand Bone Sculptor [6] oder das Sicherheits-Trepanationssystem STS [7] die Erfassung der Positionsdaten in Echtzeit. Da die Regelung dieser Systeme auf den gemessenen optischen Daten beruht werden besonders hohe Anforderungen an die Zuverlässigkeit der Trackingsysteme gestellt. Um die Patientensicherheit auch im Fall einer Sichtlinienunterbrechung zu gewährleisten, müssen diese Systeme über zusätzliche Schutzmechanismen verfügen. Eine zusätzliche Problematik ergibt sich bei Anwendungen, die durch workflow- bzw. anwendungsbedingten Bewegung einen erhöhten Arbeitsraum aufweisen, welcher durch das optische Trackingsystem nicht gewährleistet werden kann [8].

Zur Vermeidung oder Reduzierung von Sichtlinienunterbrechungen finden sich im klinischen Alltag bzw. der Literatur verschiedene Ansätze. Eine umfassende Workflowanalyse von kritischen Anwendungen gibt Aufschluss über die Bewegungen der Chirurgen und Instrumente im Hinblick auf die Position des Trackingsystems und ermöglicht somit eine bessere Planung des chirurgischen Eingriffes. Eine Unterbrechung der Sichtlinienverbindung kann jedoch nicht ausschließlich aufgrund der Planung sichergestellt werden.

Eine zusätzliche Verbesserung der Line-of-Sight Problematik lässt sich durch eine angepasste Gestaltung der verwendeten Referenzkörper erreichen. Ein Beispiel für diesen Ansatz beschreibt die Verwendung von multi-surface Rigid-

Bodies, welche über mehrere separat erkennbare Geometrien (faces) verfügen, wodurch das Trackingsystem in der Lage ist die Referenzkörper aus verschiedenen Richtungen zu erfassen [8]. Auch die Verwendung angepasster Rigid-Bodies birgt weiterhin die Gefahr einer Verdeckung der Markerkugeln durch Instrumente oder OP-Personal.

Eine automatische Kameranachführung mindert die Einschränkungen durch das begrenzte Arbeitsvolumen des optischen Trackingsystems. Dabei führt ein in das System integrierter Motor die Kamera den Bewegungen eines Objektes nach und hält dieses somit im Zentrum des Arbeitsraumes [9]. Die Nachführung der Kamera bezieht sich jedoch nur auf ein Objekt wodurch andere Objekte aus dem Arbeitsraum gelangen können.

Hybrides Tracking beschreibt die Verwendung zusätzlicher Sensorik zur Positionsbestimmung. Beispiele hierfür sind der Einsatz von elektromagnetischem Tracking, zusätzlicher Kameras oder Gyrosensoren [10][11]. Die Verwendung von hybriden Trackingsystemen trägt durch die Erzeugung von redundanten Positionsdaten erheblich zur Reduzierung des Line-of-Sight Problems sowie der Erweiterung des Arbeitsraumes bei. Allerdings sind diese Systeme aufgrund ihrer hohen Kosten, des großen Platzbedarfs und der enormen technischen Anforderungen für viele Anwendungen ungeeignet.

In dieser Arbeit wird die Machbarkeit eines kostengünstigen Verfahrens untersucht, welches mit Hilfe eines Spiegels redundante Positionsdaten erfassen kann und somit die Sichtbarkeit der Rigid-Bodies bei chirurgischen Anwendungen verbessert und den Arbeitsraum des Trackingsystems modifiziert.

## 2 Methoden

Ein Spiegel reflektiert einfallendes Licht nach dem Reflexionsgesetz und erzeugt somit ein definiertes Abbild der Realität. Über die räumliche Registrierung und Kalibrierung der Abbildung können die realen Raumpositionen berechnet werden. Für den Einsatz des spiegelunterstützten Verfahrens muss der eingesetzte optische Spiegel so positioniert werden, dass die zu erfassenden Objekte (retroreflektive Markerkugeln) in dessen Reflexionsbereich liegen. Die Positionierung kann durch eine Planungshilfe unterstützt werden. Im Vorfeld der Anwendung werden die verwendeten Rigid-Bodies sowohl direkt als auch gespiegelt eingemessen. Bei dem verwendeten optischen Trackingsystem können die Rigid-Bodies als multi-surface Rigid-Bodies definiert werden. Dies ermöglicht eine gleichzeitige Geometrierkennung sowohl in der gespiegelten als auch in der direkten Messung. Zur Bestimmung der relativen und absoluten Objektkoordinaten (Position und Orientierungen im Kamerakoordinatensystem) wird der verwendete Spiegel ebenfalls getrackt und im Bezug zum Trackingsystem kalibriert. Durch die konstante Positionierung des Spiegels und der Kamera muss die Position des Spiegels lediglich einmalig zu Beginn der Anwendung aufgenommen werden. Das entwickelte System ist nun in der Lage anhand der bekannten Lagebeziehungen der Rigid-Bodies die genauen Positionen und Orientierungen der jeweiligen Objekte zu berechnen.

Um die Funktionsfähigkeit des Verfahrens zu zeigen werden die relativen Abstände zweier Referenzkörper im gespiegelten sowie im nicht gespiegelten Koordinatensystem verglichen. Zu diesem Zweck werden zwei passive Rigid-Bodies, ein optisches Trackingsystem Polaris Spectra (NDI, Waterloo, Canada) sowie ein Spiegel (600 mm \* 600 mm) verwendet (Abb. 1). Die Rigid-Bodies werden in zehn unterschiedlichen Abständen positioniert und sowohl direkt als auch gespiegelt aufgenommen. Für eine Bewertung der Zuverlässigkeit der Positionswerte, werden zusätzlich die vom Trackingsystem ermittelten RMS Fehler des Abstands der Rigid-Bodies aufgezeichnet.

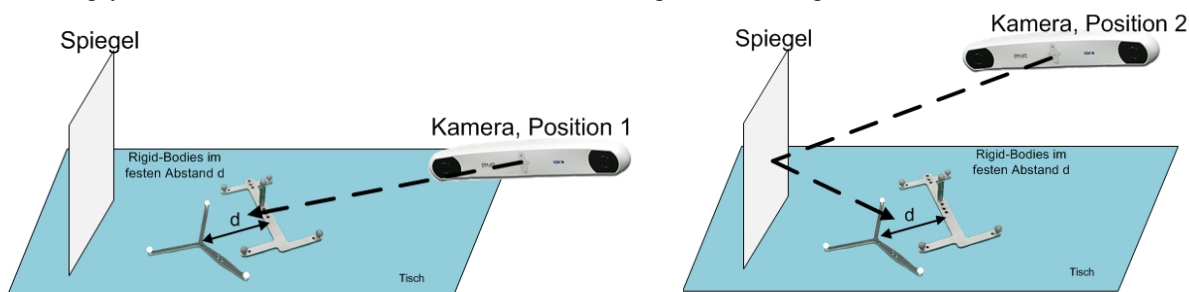


Abb. 1: Messung der relativen Genauigkeit. - *Links*: Direkte Ausrichtung der Kamera auf die Rigid-Bodies. *Rechts*: Aufnahme der gespiegelten Positionsdaten

Ein wichtiger Aspekt des spiegelunterstützten Tracking stellt die Erweiterung des nutzbaren Arbeitsvolumens der Kamera dar. Diese Erweiterung kann durch eine grafische Darstellung gezeigt werden, indem Positionswerte aufgezeichnet und visualisiert werden, die außerhalb des eigentlichen Arbeitsvolumens liegen. Für die Akquisition der benötigten Daten wird der Spiegel in der Mitte des Arbeitsraumes der Kamera platziert. Die Erfassung der Position und Ausrich-

tung der Spiegelfläche erfolgt über einen am Spiegel befestigten Referenzkörper. Im Anschluss wird die Geometrie eines weiteren Rigid-Bodies sowohl direkt als auch gespiegelt eingelesen. Im ersten Schritt wird die direkte Geometrie in das Trackingsystem eingeladen und der Rigid-Body durch das Arbeitsvolumen geführt. Im zweiten Schritt wird die gespiegelte Geometrie geladen und die Positionsmessung wiederholt. Für eine korrekte Darstellung der realen Positionen müssen die gespiegelten Koordinaten in das richtige Koordinatensystem transformiert werden. Die Durchführung der Transformation erfolgt anhand der erfassten Orientierung und Lage der Spiegelfläche.

### 3 Ergebnisse

In den durchgeführten Untersuchungen konnte die Funktionsfähigkeit des spiegelunterstützten optischen Tracking gezeigt werden. Die Genauigkeit der spiegelbasierten Messungen wurde anhand der relativen Abstände zwischen zwei Referenzkörpern ermittelt. In Tabelle 1 sind die Ergebnisse der Messreihen zusammengefasst. Dabei hat sich gezeigt, dass die Messungen der Abstände im gespiegelten Koordinatensystem eine vergleichbare Genauigkeit erzielen können, wie die Messung im nicht gespiegelten Koordinatensystem. Die durchschnittliche Abweichung der Messungen beträgt 0,583 mm mit einer Standardabweichung von 0,334 mm. Die von der Kamera ermittelten RMS Fehler der einzelnen Rigid-Bodies vergrößerten sich leicht von durchschnittlich 0,149 mm ( $\text{STD} \pm 0,030$  mm) bei der nicht gespiegelten Messung auf 0,212 mm ( $\text{STD} \pm 0,033$  mm) bei der gespiegelten Messung.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<b>Abstand direkt</b>	19,04	61,37	83,95	107,03	143,45	173,67	200,00	225,28	238,70	277,88
<b>Abstand gespiegelt</b>	18,89	61,73	83,13	106,04	143,19	172,96	200,99	225,18	237,97	277,14
<b>Abweichung</b>	0,15	-0,37	0,82	0,98	0,26	0,70	-0,99	0,10	0,73	0,73
<b>RMS direkt</b>	0,14	0,18	0,16	0,14	0,12	0,16	0,11	0,15	0,21	0,16
<b>RMS gespiegelt</b>	0,18	0,22	0,21	0,18	0,15	0,25	0,23	0,21	0,25	0,24

Tabelle 1: Auswertung der relativen Abstands- und RMS-Messungen (Alle Werte in mm und gerundet)

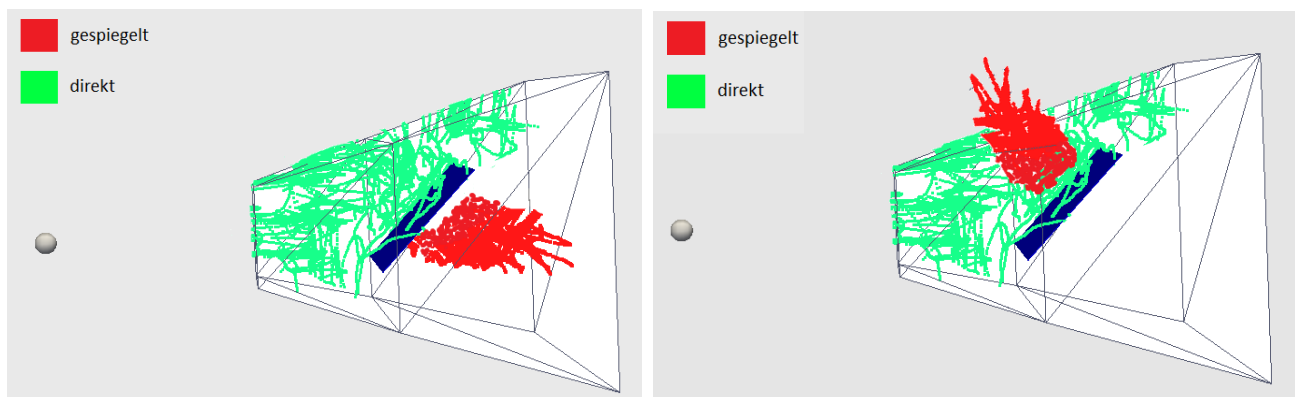


Abb. 2: Positionsdaten im Arbeitsvolumen. *Links*: Vor der Transformation. *Rechts*: Nach der Transformation. Der Punkt beschreibt die Position der Kamera.

Die Erweiterung des konventionellen Arbeitsraumes eines optischen Trackingsystems durch den Einsatz des spiegelunterstützten Verfahrens wurde dargestellt (vgl. Abb. 2). Die Darstellung beinhaltet das Arbeitsvolumen des optischen Trackingsystems (*weiß*), die Lage sowie das Abmaß des Spiegels (*blau*) und die aufgenommenen Positionsdaten (gespiegelt *rot*, nicht gespiegelt *grün*). Für die Messreihen wurden insgesamt 10576 Messungen für die direkte und 10212 Messungen für die gespiegelte Rigid-Body Geometrie aufgenommen. Die Verteilung der gespiegelten Koordinaten zeigt durch die Überschreitung des Arbeitsvolumens der Kamera die erwartete Änderung des Arbeitsraums. Die kubische Verteilung der Messwerte ist durch Form und Größe des Spiegels vorgegeben.

### 4 Diskussion

In dieser Arbeit wurde ein Verfahren zur Erzeugung von redundanten Positionsinformationen vorgestellt, welches in der Lage ist das Sichtbarkeitsproblem zu vermindern sowie den Arbeitsraum des optischen Trackingsystems zu modifizieren.

Es konnte gezeigt werden, dass die relative Genauigkeit zwischen zwei Objekten durch den Einsatz des Spiegels erhalten bleibt (Mittlere Differenz  $0,583 \text{ mm} \pm 0,334 \text{ mm}$ ). Lediglich der von der Kamera ermittelte RMS-Fehler ist leicht erhöht ( $+ 0,063 \text{ mm}$ ). Die durchgeführte Visualisierung des erweiterten Arbeitsraumes zeigt das Potential dieses Verfahrens. Das spiegelunterstützte Tracking ermöglicht einerseits Objekte aus zwei verschiedenen Blickrichtungen gleichzeitig zu tracken und andererseits Objekte zu erfassen, die bei der direkten Messung aufgrund von großen Winkeländerungen außerhalb des gültigen Arbeitsvolumens liegen.

Die leicht erhöhten RMS-Werte bei den spiegelbasierten Messungen ergeben sich aus den nicht idealen Reflexionseigenschaften des eingesetzten Spiegels. Das Verfahren ermöglicht eine Modifikation des Arbeitsraumes, allerdings lässt sich durch dieses Verfahren nicht das gesamte Arbeitsvolumen des Trackingsystems vergrößern, da der Bereich hinter dem Spiegel nicht mehr erfasst werden kann. Für eine optimale Nutzung des Arbeitsraumes sollte daher die Größe des verwendeten Spiegel angepasst werden. Für den Einsatz dieses Verfahrens sollte außerdem für jeden Eingriff die Vorteile der redundanten Positionsgewinnung mit den Nachteilen der Arbeitsraumbeschränkung abgewogen werden.

Weitere Untersuchungen können Aufschluss über das genaue Reflexionsverhalten des verwendeten Spiegels geben, um eine Fehlerkorrektur zu ermöglichen. Zusätzlich ist es denkbar, den Spiegel durch eine höherwertige Variante zu ersetzen. Darüber hinaus muss das Verhalten des Systems auf Teilverdeckungen einzelner Marker evaluiert werden. Die Anwendung des Verfahrens im OP-Alltag erfordert außerdem eine Analyse des benötigten Platzbedarfs sowie einer geeigneten Positionierung im Hinblick auf den operativen Workflow.

Generell sind zusätzliche Erweiterungen zu dem vorgestellten Verfahren denkbar. Durch eine automatische Spiegelnachführung könnten Sichtlinienunterbrechungen einzelner Rigid-Bodies abgefangen werden, indem das System diese erkennt und den Spiegel speziell auf den betroffenen Rigid-Body ausrichtet. Abhängig von der Blickrichtung der Kamera auf einen Rigid-Body variiert die maximal erzielbare Genauigkeit der Trackingsysteme. Demnach könnten die redundante Messung zusätzlich genutzt werden, um die Informationen aus direktem und gespiegeltem Bild zu kombinieren und damit die gesamte Messgenauigkeit zu erhöhen.

Zusammengefasst kann das spiegelunterstützte Tracking bei Anwendungen in der computerunterstützten Chirurgie durch die Modifikation des Arbeitsraumes und die Minimierung von Sichtlinienunterbrechungen zu einer Verbesserung der Zuverlässigkeit, Effizienz und Effektivität des Eingriffes sowie zur Erhöhung der Benutzerzufriedenheit von Patienten und Chirurgen beitragen.

## 5 Referenzen

- [1] R. Elfring, M. de la Fuente: *Assessment of Optical Localizer Accuracy for Computer Aided Surgery Systems*. In Computer Aided Surgery, Nr. 15, S. 1-12, 2010
- [2] H.-C. Schneider, J. Wahrburg: *Aspekte bei der Plausibilitätsanalyse optisch erfasster Patientenbewegungen mittels Inertialsensorik*. In Tagungsband der 6. Jahrestagung der CURAC, S. 177-180
- [3] P. Knappe, J. Wahrburg: *Komponenten und Architektur eines navigierten Assistenzroboters für chirurgische Anwendungen*. In at-Automatisierungstechnik 53, Nr. 12/2005, S. 615-626, 2005
- [4] H. Visarius, J. Gong: *Man-machine interfaces in computer assisted surgery*. In Computer Aided Surgery 2(2), S. 102-107, 1997
- [5] K. Koulechov, G. Strauss: *FESS control: realization and evaluation of navigated control for functional endoscopic sinus surgery*. In Computer Aided Surgery 11(3), S. 147-159, 2006
- [6] G. Brisson, T. Kanade: *Precision Freehand Sculpting of Bone*. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Vol. 3217/2004, S. 72-75, 2006
- [7] A. Follmann, A. Janß: *User-interaction of a semiautomatic trepanation system*. In Proceedings of the IFMBE (World Congress of Biomedical engineering and Medical Physics), S. 173-176, 2009.
- [8] T. Fürtjes, A. Korff: *Line of sight optimization for a semiautomatic hand-held tool for neurosurgery*. In Proceedings of the CARS (Computer Assisted Radiology and Surgery) Congress, Vol.6, S.290-292, 2011.
- [9] K.Daniilidis, C. Krauss: *Real-Time Tracking of Moving Objects with an Active Camera*. In Academic Press Limited, S. 3-20, 1998
- [10] M.Fawad Khan, S.Dogan: *Navigation-Based Needle Puncture of a Cadaver Using a Hybrid Tracking Navigational System*. In Investigative radiology 41(10), S. 713-720, 2006
- [11] A. Korff, R. Elfring: *Hybrid position control for a synergistic trepanation tool*. In Proceedings of the CARS (Computer Assisted Radiology and Surgery) Congress, S. 111-112, 2010

# Verbesserung der Detektion sphärischer Marker für die optische Navigationschirurgie

## für die 10. CURAC Jahrestagung 2011

E. Garcia<sup>1</sup>, C. Sültrop<sup>1</sup>, T. Hausotte<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universität Erlangen-Nürnberg, Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Erlangen, Germany

Kontakt: [garcia@qfm.uni-erlangen.de](mailto:garcia@qfm.uni-erlangen.de)

### Abstract:

*In der computer- und roboterassistierten Chirurgie werden aufgrund ihrer Flexibilität und Genauigkeit vorwiegend optische Navigationssysteme eingesetzt. Hierbei handelt sich um Stereokameramesssysteme die an Patienten und OP-Instrumentarium angebrachte – normalerweise sphärische – retroreflektierende Marker messen, verfolgen und Lokalisationsaufgaben navigierter chirurgischer Eingriffe lösen. Die Grundlage dieses Messprozesses bildet die Markerdetektion in aufgenommenen Kamerabildern. Zur Verbesserung der erzielbaren Navigationsgenauigkeit müssen Marker auch bei unvollständiger Erfassung, z.B. aufgrund von Verdeckungen oder Verunreinigungen, zuverlässig und präzise detektiert werden können. In diesem Beitrag präsentieren wir einen Algorithmus zur robusten und genauigkeitssteigernden Erkennung sphärischer Marker in Grauwertbildern. Unser Ansatz kann zuverlässig hochgradig verdeckte Marker in Bildern lokalisieren und deren Mittelpunktswerte und Durchmesser präzise bestimmen.*

*Schlüsselworte: Optische Navigationschirurgie, Marker-basiertes Tracking, Maschinelles Sehen, Computer- und Roboterassistierte Chirurgie*

## 1 Problem

Die unzureichende Genauigkeit der Positionsbestimmung in der optischen Navigationschirurgie ist häufig in der unzuverlässigen oder unpräzisen Erkennung von Markerabbildungen in Kamerabilddaten begründet. In der klinischen Praxis werden zumeist sphärische, retroreflektierende Marker für die Lokalisierung und Verfolgung von Patient und OP-Instrumentarium verwendet [1]. Die Raumlage von Patient und chirurgischen Instrumenten werden hierbei unter Anwendung der Verfahren der Epipolargeometrie und des photogrammetrischen Bündelblockausgleiches aus den Markerpositionen in Kamerabilddaten berechnet [2]. Die wesentliche Herausforderung besteht hierbei in der zuverlässigen und präzisen Erkennung der Mittelpunktswerte der Marker. Insbesondere wenn diese verdeckt sind oder intraoperativ verunreinigt werden.

## 2 Methoden

Bei adäquater Beleuchtung erscheinen Marker aufgrund ihres hohen Reflektionsgrades als helle Bereiche im Kamerabild, welche sich deutlich von den übrigen Bildbereichen abheben. Für die Lokalisierung dieser hellen Bildbereiche wird das Kamerabild in ein Schwellwertbild gewandelt und anschließend zusammenhängende Pixelbereiche, sogenannte Blobs, gesucht [3]. Um diejenigen Blobs die sicher nicht Abbilder der Marker sein können auszusortieren, werden Vorkenntnisse über die Marker- und Kamerageometrie sowie den spezifizierten Messbereich verwendet.

Nach diesem Vorverarbeitungsschritt sind nur noch mögliche, d.h. ellipsenförmige, Abbildungen von sphärischen Markern in den Kamerabildern enthalten. Als nächstes müssen die Randpunkte der Markerabbildungen möglichst präzise bestimmt werden. Hierfür kommt eine Erweiterung des in [4] vorgeschlagenen Verfahrens zur Anwendung.

### Randpunktbestimmung

Für die zuvor ermittelten Blobs wird der Flächenschwerpunkt bestimmt. Anschließend werden im Originalbild vom Flächenschwerpunkt ausgehend Suchstrahlen festgelegt. Auf diesen Suchstrahlen wird derjenige Punkt gesucht, der den Übergang eines Markers zum Hintergrund markiert. Dieser Punkt wird als Randpunkt bezeichnet. Dieser Übergang erfolgt fließend, da zum einen der Reflektionsgrad von Markern zum Rand hin abnehmen und zum anderen das Auflösungsvermögen der einzelnen Elemente des Bildsensors begrenzt ist. Dies führt dazu, dass die Grenze zwischen dem

Marker und dem Hintergrund - so überhaupt ein genauer Grenzpunkt angegeben werden kann - zwischen zwei Bildpunkten liegt.

Eine Lösung besteht in der Verwendung eines modellbasierten Ansatzes zur Randpunktbestimmung. Die Helligkeitsverteilung entlang der Suchstrahlen wird mit einem Satz von Modellen verglichen. Der Modellparameter ist dabei die Position des Übergangs zwischen hellem Marker und dunklem Hintergrund. Diese Methode berücksichtigt viele diskrete Punkte auf einer Linie und ist dadurch robuster gegen Ausreißer und Störungen als die Untersuchung auf Basis des maximalen Gradienten zwischen Bildpunkten. Die Suche findet nicht im Schwellwertbild sondern im Originalbild statt und hat dadurch den Vorteil, dass die Randpunkte mit Subpixelauflösung gefunden werden können

### Eliminierung der Verdeckungskante

Nachdem die Randpunkte des Blobs identifiziert sind, soll mit deren Hilfe das Zentrum des Markers möglichst genau bestimmt werden. Die Marker werden auf der Sensorfläche in erster Näherung als Ellipsen abgebildet. Deren Zentrum wird als Zentrum des Markerabbilds in der Bildebene angenommen. Die Parameter der Ellipse sind also derart zu bestimmen, dass die gemessenen Randpunkte optimal approximiert werden. Hierfür kommen Optimierungsverfahren der Ellipsenausgleichsrechnung zur Anwendung [5-7].

Sind Marker verdeckt oder verunreinigt entsprechen die Randpunkte des abgebildeten Teils des Markers nicht mehr den Randpunkten des tatsächlichen Markers. In diesem Fall stimmt der Mittelpunkt der Ausgleichsellipse nicht mit dem Mittelpunkt des Markers überein. Die errechnete Ellipse weicht erheblich vom Rand des tatsächlichen Markers ab. Um eine Ellipse zu erhalten, die den Rand des Markers korrekt beschreibt ist es erforderlich, diejenigen Randpunkte zu identifizieren und zu eliminieren, die nicht auf dem Rand des Markers, sondern auf der Verdeckungskante liegen.

Als in der Praxis sehr zuverlässiges und präzises Verfahren hat sich das folgende Vorgehen erwiesen:

- Zuerst wird eine Ausgleichsellipse in die anfänglich vorliegenden, die Verdeckungskante einschließenden, Randpunkte eingepasst.
- Anschließend werden die Differenzvektoren zwischen der Ausgleichsellipse und den Randpunkten bestimmt und so ausgerichtet, dass sie vom Ellipsenmittelpunkt weg nach außen zeigen.
- Diese Differenzvektoren werden aufsummiert.
- Der Summenvektor zeigt dann vom Mittelpunkt der Ellipse in Richtung der Mitte der Verdeckungskante.

Von der Mitte der Kante wird jetzt nach links und nach rechts jeweils derjenige Randpunkt gesucht, der den größten Abstand zum Mittelpunkt der Ellipse hat. Alle Punkte zwischen diesen beiden Punkten werden eliminiert. In die verbleibenden Punkte kann jetzt erneut eine Ausgleichsellipse eingepasst werden. Ein großer Bereich des Blob-Umfangs ist jetzt ohne Randpunkte. Da die algebraische Ellipsenausgleichung in einem solchen Fall zu zu kleinen Ellipsen tendiert [7] und außerdem das Bild des Markers praktisch kreisförmig ist, kann stattdessen eine Kreisausgleichung nach [6] durchgeführt werden. Das gesamte Verfahren ist in Algorithmus 1 dargestellt.

Algorithmus 1: Eliminierung der Verdeckungskante	
1: finde Randpunkte $p_{i=1:N}$	
2: führe Ellipsenausgleichung durch, bestimme Ellipsenmittelpunkt $z$	
3: bestimme den Abstandsvektor $a_p^i = -z + p_i$ vom Ellipsenmittelpunkt zu jeden Randpunkt	
4: bestimme den Abstandsvektor $a_e^i = -z + e_i$ vom Ellipsenmittelpunkt zu den Punkten $e_i$ auf der Ellipse, die auf der Geraden zwischen $z$ und $p_i$ liegen	
5: initialisiere Vektor der Abstände zwischen Ellipse und Randpunkten $d_s = 0$	
6: <b>for</b> $i = 1 : N$ <b>do</b>	14: finde das $i_{min}$ , für das gilt $\angle(d_s, p_i) = \min$
7: <b>if</b> $\ a_p^i\ _2 < \ a_e^i\ _2$ <b>then</b>	15: <b>for</b> $j_{left} = i_{min} : i_{min} - N/4$ <b>do</b>
8: $d_i = -a_p^i + a_e^i$	16:     finde das $j_{left}$ , für das gilt $\ p_{j_{left}}\  = \min$
9: <b>else</b>	17: <b>end for</b>
10: $d_i = +a_p^i - a_e^i$	18: <b>for</b> $j_{right} = i_{min} : i_{min} + N/4$ <b>do</b>
11: <b>end if</b>	19:     finde das $j_{right}$ , für das gilt $\ p_{j_{right}}\  = \min$
12: $d_s = d_s + d_i$	20: <b>end for</b>
13: <b>end for</b>	21: <b>for</b> $i = 1 : N$ <b>do</b>
	22: <b>if</b> $j_{left} < i < j_{right}$ <b>then</b>
	23:     entferne Punkt $p_i$ aus der Menge der Randpunkte
	24: <b>end if</b>
	25: <b>end for</b>
	26: Ellipsen- oder Kreisgleichung für die verbliebenen Randpunkte

Abb. 1: Algorithmus zur Eliminierung der Verdeckungskante

## 3 Ergebnisse

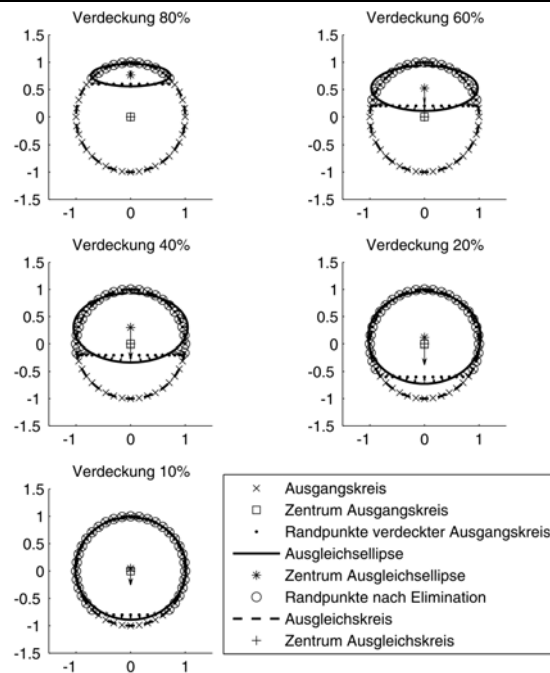
In einem Experiment wurden für einen teilverdeckten Einheitskreis Randpunkte errechnet. Die Verdeckung wird in Prozent des Durchmessers angegeben und wurde zwischen maximal 85% und minimal 15% in 5%-Schritten variiert.



Auf diese Randpunkte wurde der vorgeschlagene Algorithmus angewendet und der so ermittelte Kreis mit dem Einheitskreis verglichen. Die Resultate sind auszugsweise in Tabelle 1 und Abbildung 2 dargestellt.

**Tabelle 1:** Vergleich von Ellipsenausgleichung und Kreisausgleichung nach Eliminierung der Verdeckungskante bei verschiedenen Verdeckungsgraden eines Einheitskreises. Die Größen sind für das Beispiel dimensionslos.

Verdeckung (in % des Durchmessers)	Abweichung des Ellipsenmittelpunkts vom Mittelpunkt des Ausgangseinheitskreises	Abweichung des Kreismittelpunkts vom Mittelpunkt des Ausgangseinheitskreises
85	0,812	-0,682
80	0,749	-0,306
75	0,687	-0,145
70	0,627	-0,064
65	0,568	-0,020
60	0,511	-0,005
55	0,456	0,000
50	0,400	0,000
45	0,350	0,000
40	0,299	0,000
35	0,249	0,000
30	0,204	0,000
25	0,160	0,000
20	0,188	0,000
15	0,080	0,000



**Abb. 1:** Ellipsenausgleichung, Randpunkteliminierung und anschließende Kreisausgleichung. Das Verfahren ist unabhängig von der Dimension der Werte und wird daher für einen Einheitskreis mit dem dimensionslosen Radius 1 gezeigt. Der vom Mittelpunkt der Ellipse ausgehende Vektor ist die Summe der nach außen zeigenden Vektoren zwischen den Randpunkten und der Ellipse. Er zeigt in Richtung der Verdeckungskante.

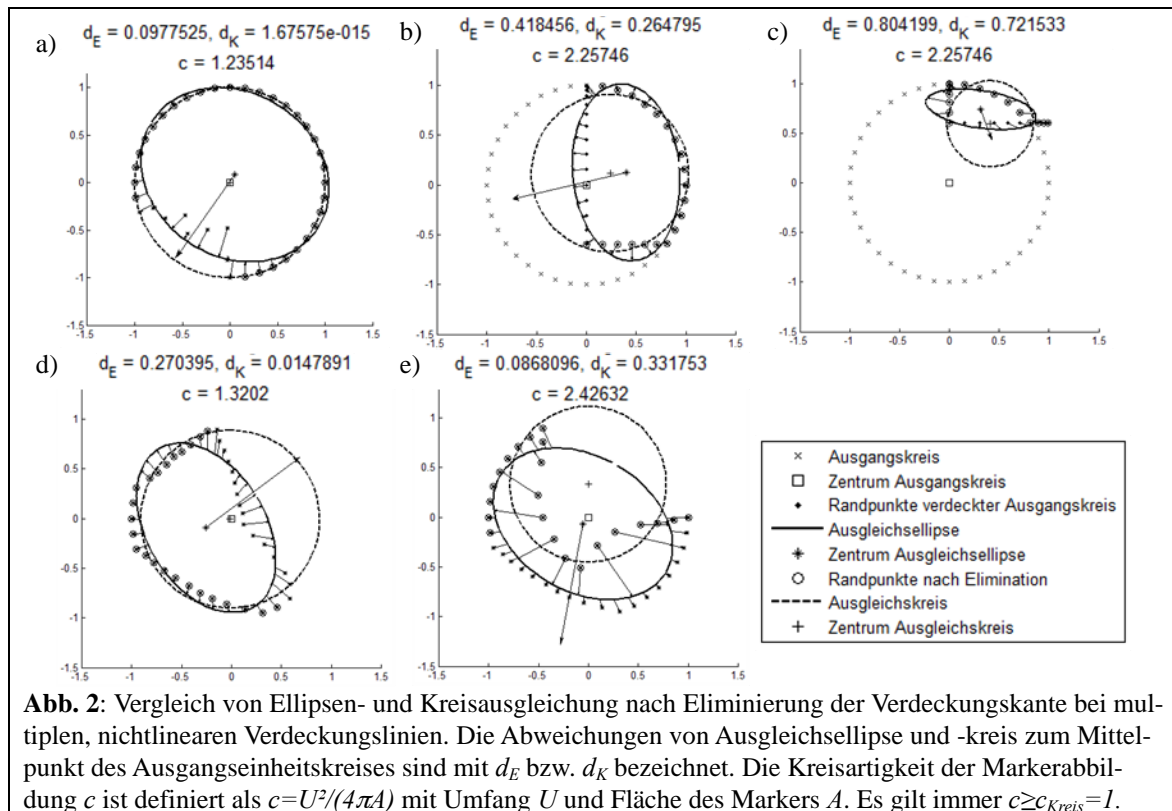
Für alle Verdeckungsgrade werden sehr gute Ergebnisse erzielt. Der Ausgleichskreis ist identisch mit dem ursprünglichen, unverdeckten Einheitskreis. Für eine Verdeckung von über 60% wurden nicht alle fehlerhaften Punkte entfernt. Dieses Verhalten ist nicht prinzipiell, sondern implementierungsbedingt. Bei einer Gesamtzahl von  $n$  Randpunkten wird nur unter  $n/4$  Punkten links und rechts des Mittelpunkts der Verdeckungskante nach dem Punkt mit dem größten Abstand zum Ellipsenmittelpunkt gesucht. Dieser Wert hat sich als in der Praxis ausreichend erwiesen. Ferner zeigte sich in Untersuchungen, dass erst ab einem definierten Verhältnis der Halbachsen der Ausgleichsellipse die Randpunkteliminierung durchgeführt werden sollte. Als guter Kompromiss zwischen Berechnungsaufwand und erzielbarer Genauigkeitssteigerung der Mittelpunktsbestimmung wurde ein Schwellwert von mindestens 10% Verdeckung ermittelt.

Zur Beurteilung der Robustheit des Algorithmus wurden in synthetischen Experimenten multiple, nichtlineare Verdeckungen untersucht. Eine auszugsweise Darstellung der Ergebnisse ist in Abbildung 2 gegeben. Es zeigte sich, dass das Verfahren auch bei beliebigen Verdeckungslinien anwendbar ist. Die Markermittelpunkte wurden in den meisten Fällen genauer bestimmt als bei Anwendung der konventionellen Ellipsenausgleichung (Abb. 2a, b, d). Die Genauigkeitsverbesserung ist hierbei insbesondere von der Eindeutigkeit der Verdeckungskante und der Konvexität der Randpunkte abhängig. Je länger eine Kante im Verhältnis zu allen anderen Verdeckungskanten, desto genauer kann das Markerzentrum errechnet werden (Abb. 2a, b, d). Entartet die Markerabbildung zu einem Kreissegment ist zwischen Ausgleichsellipse und -kreis keine signifikante Verbesserung zu beobachten (Abb. 2c). Liegen stark konkave Randpunktanordnungen vor, können zum Teil sogar bessere Ergebnisse im Ellipsenausgleich erzielt werden (Abb. 2e). Diese beiden Fälle sind jedoch nicht praxisrelevant, da derart verformte Markerabbildungen in der Bildvorverarbeitung aufgrund der zu starken Abweichung von der Kreisform eliminiert werden würden.

## 4 Diskussion

Die erzielbare Lokalisierungsgenauigkeit und letztendlich die chirurgische Eingriffsqualität optisch navigierter Operationen hängen essentiell von der zuverlässigen und präzisen Bestimmung der Markerpositionen in Kamerabildern ab. In diesem Beitrag wurde ein Verfahren für die präzise Ermittlung von Randpunkten der Markerabbildungen in Kamerabil-

dern erarbeitet. Hierbei werden viele diskrete Punkte auf durch den Markermittelpunkt verlaufenden Suchstrahlen berücksichtigt. Das Verfahren ist dadurch robuster gegen Ausreißer und Störungen als es die Untersuchung auf Basis des maximalen Gradienten zwischen den Bildpunkten wäre. Die Suche findet nicht im Schwellwertbild, sondern im Originalbild statt und hat dadurch den Vorteil, dass die Randpunkte mit Subpixelauflösung gefunden werden können. Anschließend wurde ein Algorithmus zur Eliminierung der Verdeckungskante nur teilweise im Bild sichtbarer Marker präsentiert. Der Algorithmus wurde für den häufigen Fall einfacher Verdeckungen entwickelt, ist aber auch bei multiplen Verdeckungen robust und präzise anwendbar. In allen praxisrelevanten Fällen konnte das Markerzentrum genauer ermittelt werden als bei Anwendung konventioneller Ellipsenausgleichrechnungen. Inwiefern Art, Grad und Anzahl der Verdeckungen die Genauigkeit der Posenbestimmung eines Rigid Body allgemeingültig beeinflussen soll in nachfolgenden Untersuchungen geklärt werden.



## 5 Danksagung

Wir danken der Deutsche Forschungsgemeinschaft e.V. (DFG-Projektnummer WE 918/34-1) für die Förderung des Forschungsvorhabens. Die Untersuchungen wurden unter der Leitung von Prof. Weckenmann am Lehrstuhl „Qualitätsmanagement und Fertigungsmesstechnik“ der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg durchgeführt.

## 6 Referenzen

- [1] A. Schramm, N.-C. Gellrich und R. Schmelzeisen, *Navigational Surgery of the Facial Skeleton*. Springer, 2007.
- [2] T. Luhmann, S. Robson, S. Kyle und I. Harley, *Close Range Photogrammetry: Principles, Techniques and Applications*. Wiley, 2007.
- [3] F. Chang, C.-jen Chen und C.-jen Lu, „A linear-time component-labeling algorithm using contour tracing technique“, *Computer Vision and Image Understanding*, Bd. 93, S. 206–220, 2004.
- [4] N. C. Stache und H. Zimmer, „Robust Circle Fitting in Industrial Vision for Process Control of Laser Welding“, in *Proceedings of the 11th International Student Conference on Electrical Engineering POSTER 2007*, Prague, 2007.
- [5] A. W. Fitzgibbon, M. Pilu und R. B. Fisher, „Direct Least Squares Fitting of Ellipses“, *Proceedings of the 1996 International Conference on Pattern Recognition (ICPR '96) Volume I - Volume 7270*, S. 253–257, 1996.
- [6] T. B. Ay, W. Gander, G. H. Golub und R. Strebel, „Least-Squares Fitting of Circles and Ellipses“, *BIT*, Bd. 43, S. 558–578, 1994.
- [7] R. Halir und J. Flusser, „Numerically Stable Direct Least Squares Fitting Of Ellipses“, 1998.

# Untersuchung von Registrierstrategien für die Anwendung des Navigationssystems FIAGON an der lateralen Schädelbasis

J. Kristin, D. Mucha, J. Schipper, T. Klenzner

Universitätsklinikum Düsseldorf, Hals-Nasen-Ohrenklinik, Düsseldorf, Deutschland

Kontakt: Julia.Kristin@med.uni-duesseldorf.de

## Abstract:

*Ziel der Arbeit war die Evaluation von Registrierstrategien mit einem neuen Navigationssystem (Fiagon GmbH) im Bereich der lateralen Schädelbasis. Der bisherige klinische Einsatz beschränkte sich auf das Gebiet der Nasennebenhöhlen. Das Navigationssystem integriert sich in den Endoskopieturm, der Magnetfeldgenerator ist in die Kopfstütze des Operationstisches eingebaut. Der an der Instrumentenspitze navigierte FlexPointer wird endoskopisch oder mikroskopisch assistiert eingeführt und zeigt die aktuelle Position im CT-Datensatz. Im Fokus der Untersuchung ist die Bestimmung der Messunsicherheit und im zweiten Schritt ein Vergleich unterschiedlicher Registriermethoden, wobei zusätzlich der Einfluss von OP-Sperrern beobachtet wurde.*

*Wir führten die Registrierung und wiederholte Messungen an Schraubmarkern, die an spezifischen Lokalisationen an fünf anatomischen Felsenbeinpräparaten angebracht waren, durch. Aufbau und Bedienung des Navigationssystems zeigen sich am anatomischen Felsenbeinpräparat einfach und gut durchführbar. Eine praktische Anwendung im klinischen Alltag an der lateralen Schädelbasis ist gut vorstellbar. Es zeigte sich ein freies Hantieren im OP-Gebiet ohne Rücksichtnahme auf Sichtlinie. Bei einer Registrierstrategie mit 3 einseitig angebrachten Fiducial-Markern beträgt der Fehler auf der Mastoidoberfläche und im Bereich der aufgebohrten Mastoidhöhle einen Mittelwert von 0,8 mm. Die Messungen am Schraubmarker am inneren Gehörgang zeigten im Mittelwert eine im Vergleich größere Abweichung von 1,6 mm. Im Vergleich verschiedener verbesserter Registrieransätze zeigt sich die geringste Messunsicherheit bei einer Registrierung mit beidseitig angebrachten Titanschrauben gefolgt von der Oberflächenregistrierung im halben Gesicht und der Laterobasis gefolgt von der Registrierung im Bereich der Mastoidhöhle. Die gemessenen Werte entsprechen unserer klinischen Erwartung und sind grundsätzlich bei Kenntnis der vorhandenen Messunsicherheit verwendbar.*

*Intraoperative Bildgebung kann eine Applikation von Schraubmarkern zur Navigation (Goldstandard) während der Operation innerhalb derselben Narkose ermöglichen, oder die Erfassung bereits manipulierter Gewebeoberflächen zur Registrierung bereitstellen. Hier wären dann entsprechende Möglichkeiten zur Erhöhung der Präzision gegeben.*

*Schlüsselworte: Navigation, laterale Schädelbasis, Genauigkeitsanalysen*

## 1 Problem

Der klinische Einsatz von Navigationssystemen in der Kopf-Hals Chirurgie ist im Bereich der Nasennebenhöhlenchirurgie und der lateralen Schädelbasis weit verbreitet. Das Navigationssystem stellt eine Verbindung zwischen präoperativ erstellten Bilddaten und intraoperativen Situs her, und ermöglicht dem Chirurgen die ständige Lageerfassung der Instrumente und der Patientenanatomie während des Eingriffs. Die Abwägung, ob sich die Anschaffung eines neu auf dem Markt befindlichen Navigationssystems lohnt, hängt entscheidend von qualitativen und quantitativen Eigenschaften ab. Qualitative Eigenschaften sind für den Chirurgen die Einsetzbarkeit für einen speziellen Eingriff, der Bedienungskomfort besonders beim Einlesen der Daten sowie der Registrierprozedur, die Latenz (-freiheit) der Anzeige oder das Gefühl, wie gut das Navigationsinstrument in der Hand liegt und sich führen lässt. Quantitative Eigenschaften sind die Registrierfehler (Fiducial Registration Error (FRE), Target Registration Error (TRE)) und die Navigationsfehler (Fiducial Localization Error (FLE), Target Localization Error (TLE)), das Arbeitsvolumen sowie der Anschaffungs- und Verbrauchsmittelpreis. Das Ziel dieser Arbeit liegt in der Evaluation eines neu auf dem Markt befindlichen Navigationssystems, welches auf dem elektromagnetischen Prinzip beruht. Besonderer Fokus lag bei den Untersuchungen auf der Bestimmung der Messunsicherheit im Bereich der lateralen Schädelbasis und auf dem Vergleich verschiedener Registriermethoden (Schraubmarker vs Oberfläche), sowie zusätzlich auf dem Einfluss von OP-Sperrern. Bei elektromagnetischer Navigation ist kein visueller Kontakt zwischen getracktem Instrument und dem Sensorsystem erforderlich. Die Positions- und Orientierungsbestimmung des chirurgischen Instrumentes erfolgt relativ zum Patienten auf Grund der Detektion der Magnetfeldveränderung durch Sensorenspulen. Die Funktionsweise eines elektromagnetischen Navigationssystems ist in [1] beschrieben.

## 2 Methoden

Das Navigationssystem (FIAGON) besteht im Wesentlichen aus einem Hardwaremodul (Abb. 1), einer Anwendungssoftware, dem Magnetfeldgenerator (Abb. 2) und applikationsspezifischen Sensoren (Abb. 3), wie einem Kopflokalisator und einem flexiblen Pointer, der an der Spitze Sensorspulen trägt. Für die Registrierung wird eine Berechnung der Transformation auf Basis von Punktpaaren (anatomische oder künstliche Landmarken im Model und im Situs) sowie einem nachgelagerten Iterative Closest Point Algorithmus auf Basis von weiteren Oberflächenpunkten durchgeführt.

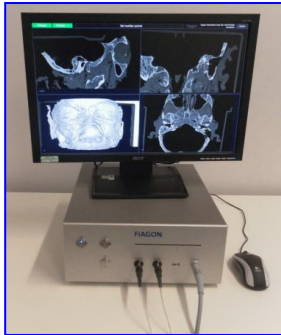


Abb. 1: Hardwaremodul



Abb. 2: Magnetfeldgenerator

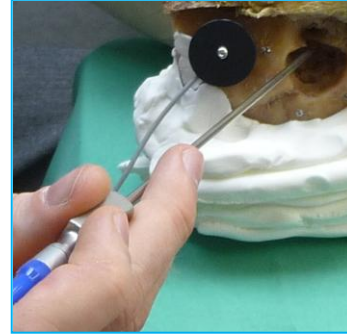


Abb. 3: Kopflokalisator, flexibler Pointer

Es wurden Messungen zur Bestimmung der Zielpunktabweichungen mit dem Navigationssystem an fünf Felsenbeinpräparaten durchgeführt. Die ausgewählten Zielstrukturen wurden durch je vier Schraubmarker pro Felsenbein gekennzeichnet. Weitere drei Schraubmarker wurden zur Registrierung im Bereich des Mastoides angebracht. Vier von fünf Felsenbeinen waren mastoidektomiert, alle Präparate waren weitgehend vom Weichteilmantel befreit. Im Zuge der Vorbereitung des Experiments wurde von allen Felsenbeinpräparaten eine Computertomographie mit der Schichtdicke von 1mm durchgeführt. Diese Navigationsdatensätze wurden dann durch das System eingelesen und die Schraubmarker, die der Registrierung oder Evaluierung dienen, werden in den Bilddaten manuell markiert (Abb. 4). Die Position im Bilddatenkoordinatensystem wird so ermittelt und diese Positionen als Referenzdaten gespeichert. Nach der Registrierung auf drei Schraubmarkern wurden an den Schraubmarkern, die der Evaluierung dienen sollen, je zehn Wiederholungsmessungen durchgeführt (Abb. 5). An jeder Schraubenposition werden die gemessenen Daten gespeichert und daraus der mittlere Fehler sowie die Standardabweichung berechnet.



Abb. 4: Festlegung der Registrier- und Evaluationspunkte im Bildkoordinatensystem (Felsenbein Nr. 3)

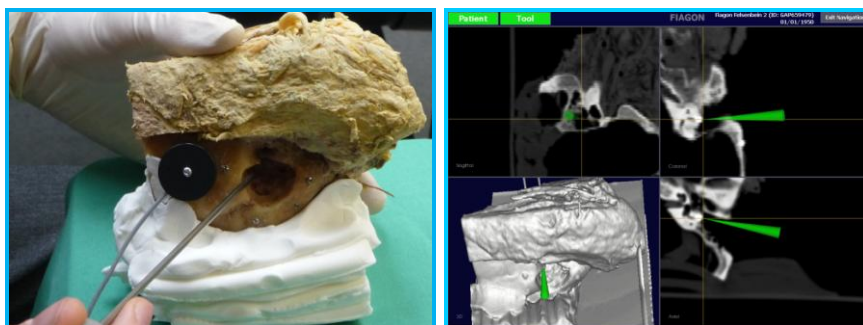


Abb. 5: Experimentelle Messung der Positionsfehler (Felsenbein Nr. 2) mit angebrachtem Patientenlokalisator und zugehöriger Visualisierung am Bildschirm.

In einem zweiten Versuchsaufbau wurde ein Vergleich zwischen der Registrierung an Schraubmarkern und der Registrierung an Hand der Oberfläche durchgeführt. Zur Erhöhung der Tiefeninformation wurden sechs Schraubmarker (Abb. 6) an einem Kopfpräparat frontal, occipital und im Bereich des Jochbogens beidseits angebracht und erneut ein CT - Felsenbein mit 1 mm Schichtdicke durchgeführt. Es wurden je fünf Wiederholungen des Registriervorganges pro Seite durchgeführt, und es erfolgte erneut die Bestimmung der Messunsicherheit an Schrauben im Bereich der Mastoidoberfläche, in der Mastoidhöhle und im inneren Gehörgang.

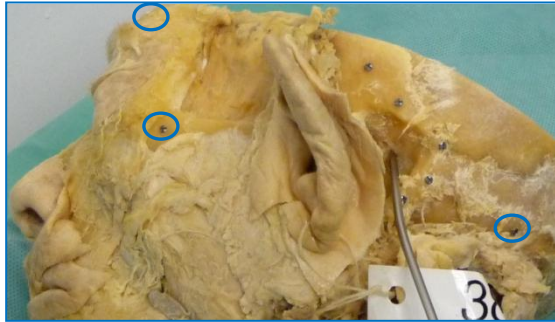


Abb. 6: Schraubmarker frontal, Jochbein, occipital

Bei der Oberflächenregistrierung wurde zuerst von präaurikulär einschließlich der Stirn bis zur Laterobasis registriert, im Anschluss nur im Bereich der aufgebohrten Mastoidhöhle. Diese beiden Registrierungen wurden der Registrierung an Schraubmarkern gegenübergestellt. Diese Methoden wurden auf Grund der möglichen prä- bzw. intraoperativen Situationen ausgewählt. Zusätzlich wurde der Einfluss von OP-Sperrern beobachtet.

### 3 Ergebnisse

Der Aufbau und die Bedienung des Navigationssystems zeigen sich am anatomischen Felsenbeinpräparat einfach und gut durchführbar. Der Registriervorgang war durch das Antasten von drei vorgegebenen Schraubmarkern zügig durchführbar. Die Führung des Flexpointers in der eigenen Hand zeigte sich vertraut, da die Form einem üblichen Sauger aus der Kopf-Hals Chirurgie sehr ähnelt. Bei der Überprüfung der Registrierung wurde kein Vorgang durch uns oder das System auf Grund zu hoher Ungenauigkeit verworfen. Wir konnten ein freies Hantieren im OP-Gebiet ohne Rücksichtnahme auf Sichtlinien, wie es unter Umständen bei der optischen Navigation der Fall ist (Line-of-sight-Problematik), feststellen. Verbesserungsfähig ist der noch vorhandene mögliche Störeinfluss durch metallische Instrumente und Tische. Die während einer Operation an der lateralen Schädelbasis benötigten metallischen Spreizer störten teilweise das elektromagnetische Feld. In der Ebene der Sperrer selbst d.h. auf der Mastoidoberfläche war keine Anwendung des Systems möglich. Im Bereich der Mastoidhöhle und des inneren Gehörganges konnten Messungen durchgeführt werden.

Für die einseitige Fiducial-Registrierung sind die Abweichungen zwischen gemessener und berechneter Position in Tabelle 1 zusammengefasst. Insgesamt beträgt der Fehler an den auf dem Mastoid und an den im Bereich der aufgebohrten Mastoidhöhle (z.B. lateraler Bogengang) einen Mittelwert von 0,8 mm. Die Messungen am Schraubmarker am inneren Gehörgang zeigte im Mittelwert eine im Vergleich größere Abweichung von 1,6 mm. Der Schraubmarker im Bereich des inneren Gehörganges wurde an den anatomischen Präparaten nicht durch den operierten Situs hindurch angetastet, sondern durch ein Drehen des Präparates, d.h. aus der intrazerebralen Richtung.

Landmarken	Mastoidoberfläche und Mastoidhöhle	Innerer Gehörgang
Mittelwert (TRE) ± Standardabweichung	0,8 mm ± 0,4	1,6 mm ± 0,5
Messungen n	140	50

Tab. 1: Abweichungen zwischen gemessener und berechneter Position

In der Auswertung der verschiedenen Registriermethoden zeigten sich verbesserte Ergebnisse. Die geringste Messunsicherheit trat bei einer Registrierung mit 6 Titanschrauben auf, gefolgt von der Oberflächenregistrierung im halben Gesicht und der Laterobasis gefolgt von der Registrierung im Bereich der Mastoidhöhle (Tab. 2). Bei der Registrierung an sechs zirkulär am Kopf angeordneten Titanschrauben und bei Oberflächenregistrierung von präaurikulär bis retroaurikulär zeigt sich keine steigende Messunsicherheit von der Mastoidoberfläche zum inneren Gehörgang. Im Gegensatz dazu zeigt sich bei Registrierung nur im Bereich des aufgebohrten Mastoides eine Zunahme der Messunsicherheit. Die gemessenen Werte entsprechen unserer klinischen Erwartung und sind grundsätzlich bei Kenntnis der vorhandenen Messunsicherheit verwendbar.

	Registriermethode		
	Sechs Titanschrauben	Oberfläche prä-/ retroaurikulär	Oberfläche Mastoidhöhle
<b>TRE Gesamt</b> (Mittelwert $\pm$ STD)	<b>0,6 <math>\pm</math> 0,3</b>	<b>0,9 <math>\pm</math> 0,4</b>	<b>1 <math>\pm</math> 0,4</b>
TRE Mastoidoberfläche (Mittelwert $\pm$ STD)	0,65 $\pm$ 0,30	0,95 $\pm$ 0,40 <u>OP-Sperrer:</u> nicht mgl.	0,7 $\pm$ 0,25
TRE Mastoidhöhle (Mittelwert $\pm$ STD)	0,50 $\pm$ 0,25	0,90 $\pm$ 0,45 <u>OP-Sperrer:</u> 1,2 $\pm$ 0,6	1,0 $\pm$ 0,30
TRE innerer Gehörgang (Mittelwert $\pm$ STD)	0,65 $\pm$ 0,30	0,95 $\pm$ 0,40 <u>OP-Sperrer:</u> 0,9 $\pm$ 0,4	1,3 $\pm$ 0,40

Tab. 2 Vergleich verschiedener Registriermethoden

## 4 Diskussion

Eine Messunsicherheit von 0,8 mm entspricht ca. den Werten, die von Stegmann et al. [2] mit diesem System im Bereich der Nasennebenhöhle gemessen wurde, die Werte von 0,9 mm zeigten. Stegmann verwendete ausschließlich die Oberflächenregistrierung auf dem Gesicht. Im Vergleich hierzu zeigen sich unsere Messunsicherheiten bei einer CT-Schichtdicke von 1,00 mm mit einseitiger Registrierung auf Fiducials an der Mastoidoberfläche und in der Mastoidhöhle ähnlich, am inneren Gehörganges (1,6mm) etwas höher. Die Schichtdicke stellt bei den Messungen immer einen limitierenden Faktor dar, da die Genauigkeit der Positionsdarstellung maximal im Rahmen der Schichtdicke liegen kann. Eine geringe Schichtdicke kann dadurch zu besseren Ergebnissen führen. Bis hin zu einer Schichtdicke von ca. 0,5 mm. Die zu erwartende Genauigkeit wird im Bereich Schichtdicke +20% liegen. Eine weitere Beeinflussung der Ergebnisse erfolgt durch die Genauigkeit beim Antasten der Fiducials intraoperativ, welche bei ca. 0,2 mm liegt. Die Genauigkeit der Markierung der Fiducials im Bilddatensatz ist schwer zu quantifizieren. Rein theoretisch ist hier ebenfalls mit einer Genauigkeit über der Schichtdicke zu rechnen. Der Ausführende kann jedoch, quasi wissens-basiert die fehlende Information hinzufügen und somit das Ergebnis stark verbessern. Beispiel: Im Datensatz ist die Kerbe in der Schraube nicht sichtbar. Aufgrund des Wissens dass diese in der Mitte der Schraube liegt (in Verlängerung des Gewindes), kann die Marke hier positioniert werden. Abschätzung 0,5 mm.

Berry et al. [3] untersuchten mit dem Stryker-Leibinger Navigationssystem (Freiburg, Deutschland) am Plastikmodell den Effekt der Verteilung von Patientenmarkern (Fiducials) auf die Messunsicherheit. Sie fanden, wie auch unsere Messung im Bereich des inneren Gehörganges zeigt, eine zunehmende Messunsicherheit, umso weiter der Zielpunkt außerhalb der Registrierungszone liegt. Ähnliche Ergebnisse zeigten auch Schipper et al. [4] bei einer navigierten Cochlearimplantation am Felsenbeinpräparat mit dem Styker-Leibinger Navigationssystem. Es wurden hier ebenfalls Titanschraubmarker zur Referenzierung benutzt. Es zeigte sich eine Zunahme der Messungenauigkeit mit Zunahme der Operationszeit und der Eindringtiefe in den Knochen entlang dem Operationskorridor. Zu Beginn zeigte sich eine Messunsicherheit von 1,2 mm, die sich bis auf 1,6 mm bei Insertion der CI-Elektrode erhöhte. Es zeigt sich auf Grund der mangelnden Tiefeninformation bei einem Registriervorgang am Schädelknochen vor Beginn der Bohrung eine Limitierung der zuverlässigen Navigation an der lateralen Schädelbasis. Wie auch von Ecke et al. [5] beschrieben, stellt sich uns die Frage nach der Vermeidung von Fehlern bei der Patientenregistrierung und Bilddatenreferenzierung.

Die am Felsenbeinpräparat verwendeten, vor der durchgeführten CT-Bildgebung eingebrachten Schraubmarker (Goldstandard), sind unverändert eher ungeeignet für eine klinische Anwendung, wenn dies zweizeitig präoperativ

erfolgen muss. Im Operationssaal hat sich eine Oberflächenregistrierung oder eine Registrierung an anatomischen Landmarken in der Routine etabliert. [5]. Da sich jedoch im direkten Vergleich der verschiedenen Registriermethoden die besten Ergebnisse bei einer Registrierung an Titanschrauben zeigt, könnte eine intraoperative Bildgebung eine Applikation von Fiducials während der Operation innerhalb derselben Narkose ermöglichen, oder die Erfassung bereits manipulierter Gewebeoberflächen zur Registrierung bereitstellen. Hier wären dann entsprechende Möglichkeiten zur Erhöhung der Präzision gegeben.

## 5 Referenzen

- [1] Mucha D. Ein fehlerkompensierendes, elektromagnetisches Navigationssystem für die Kopf-Chirurgie. Dissertation TU-Berlin; 2009., URL: <http://opus.kobv.de/tuberlin/volltexte/2009/2265/>
- [2] Stegmann A., Bohr C. et al. Vergleichende Untersuchung eines optoelektrischen sowie eines magnetoelektrischen Navigationssystem. 81. Jahresversammlung der deutschen HNO-Gesellschaft in Wiesbaden; 2010.
- [3] Berry J., O'Malley B., Humphries S., Staecker H.: Making Image Guidance Work: Understanding Control of Accuracy. Ann Otol Rhinol Laryngol : 689-692; 2003
- [4] Schipper J., Aschendorff A., Arapakis I., et al. Navigation as a quality management tool in cochlear implant surgery. J of Laryngol and otol Vol 118: 764-770; 2004
- [5] Ecke U., Khan M., Maurer J., Boor S., Mann WJ.: Fehlerquellen in der Navigation in der lateralen Schädelbasischirurgie. Darstellung von Einflussfaktoren in der Praxis. HNO 51: 386-393; 2003





# Ein neuer Ansatz zur röntgennavigierten Implantation von Hüftkopfoberflächenersatz-Prothesen

S. Jeromin<sup>1</sup>, M. Strake<sup>1</sup>, S. Gravius<sup>2</sup>, K. Radermacher<sup>1</sup>, M. de la Fuente<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Lehrstuhl für Medizintechnik, Helmholtz-Institut, RWTH Aachen, Germany

<sup>2</sup>Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Bonn, Germany

Kontakt: Jeromin@hia.rwth-aachen.de

## Abstract:

Bei der Implantation von Hüftkopfoberflächenersatzprothesen ist eine exakte Dimensionierung und Positionierung des Implantates essentiell für den Therapieerfolg. Die konventionelle Operationstechnik erlaubt jedoch keine patientenangepasste Implantatausrichtung und ist hochgradig invasiv. Neuere Ansätze mittels Navigation auf Basis optischer Lokalisierungssysteme bedingen hingegen hohe Kosten und starke Einschränkungen im OP-Ablauf. In diesem Beitrag wird ein neuer Ansatz zur röntgennavigierten Implantation vorgestellt, bei dem auf die Verwendung eines Lokalisierungssystems vollständig verzichtet werden kann. Es wird eine passive Präzisionsmechanik vorgestellt, die über eine Klemme minimalinvasiv am Femurkopf befestigt werden kann und die genaue Platzierung einer Bohrhülse aufgrund einer intraoperativen Planung erlaubt. In ersten Laborversuchen konnte eine Genauigkeit von  $0,6 \pm 0,3 \text{ mm}$  und  $0,8 \pm 0,3^\circ$  erreicht werden. Die Optimierung und Übertragung des Systems auf andere Anwendungsgebiete ist Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten.

**Schlüsselworte:** Hüftkopfoberflächenersatz, trackingfreie Navigation, Genauigkeit

## 1 Problem

Das Einsetzen (Implantation) künstlicher Hüftgelenke zählt mit über 150.000 jährlich zu den am häufigsten durchgeführten Operationen in Deutschland [BQSQualitätsreport2009]. Man unterscheidet dabei zwischen dem totalen Hüftgelenkersatz und dem Hüftgelenkoberflächenersatz. Zur Therapie von Knorpel- und Gelenkverschleiß (Arthrose) kommen bei jungen Patienten mit gut erhaltenen Knochenstrukturen häufig Hüftkopfoberflächenersatz-Prothesen zur Anwendung. Der Einsatz einer solchen Prothese bedeutet im Gegensatz zur Implantation einer totalen Hüftendoprothese einen geringeren Knochenverlust und eine physiologische Krafteinleitung und Biomechanik, da nur die geschädigte Oberfläche des Femurkopfs ersetzt wird [Lieske2008, Winter2009].

Die Femurkomponente einer solchen Hüftkopfoberflächenersatz-Prothese besteht aus einem dünnen, zylindrischen Schaft und einer halbkugelförmigen Kappe. Der zylindrische Schaft wird bei der Operation mittels Zementierung direkt im Schenkelhals verankert, wodurch eine präzise Positionierung der Prothese bei minimalem Knochenverlust ermöglicht wird. Die Metallkappe ist in verschiedenen Größen verfügbar. Um eine möglichst hohe Belastbarkeit zu erreichen und eine Luxation zu vermeiden, sollte die Größe der Prothese der Größe des Femurkopfes bestmöglichst angepasst (minimaler Knochenverlust) und der Belastung entsprechend innerhalb des Femurhalses ausgerichtet werden [Winter2009, Zimmer2011]. Eine Fehlplatzierung und das sogenannte Notching, welches eine Schädigung des Femurhalses durch die Prothese und damit eine Sollbruchstelle beschreibt, sind in jedem Fall zu vermeiden (siehe Abbildung 1).



Abb.1: a) ideale Position b) mangelhafte Abstützung c) Notching

Derzeit werden verschiedene Operationstechniken eingesetzt, um Position und Größe der Prothese zu planen und sie in den Schenkelhals einzubringen.

Konventionell erfolgt die Operationsplanung zur Auswahl und Platzierung der Prothese entweder anhand von Röntgenbildern oder rein mechanisch intraoperativ. Zu Beginn werden in beiden Fällen der Operationssitus freigelegt, das Hüftgelenk luxiert und eventuell vorhandene Osteophyten am Schenkelhals des Oberschenkelknochens entfernt. Anschließend werden zwei standardisierte Röntgenbilder (anterior-posterior und Lauenstein) aufgenommen. Die Planung besteht in der Bestimmung der Position und Größe des Implantats mittels Schablonen oder mechanischer Messgeräte, mit denen der Schenkelhals abgetastet werden kann. Abschließend erfolgt die Bohrung für den Prothesenschaft mit Hilfe mechanischer Zielinstrumente und die Prothese wird einzementiert. Nach konventioneller Implantation der Pfanne kann schließlich das Hüftgelenk reponiert werden. Auch wenn der Schenkelhals in der Regel gut getroffen wird und die Prothese damit sicher verankert werden kann, ist bei der klassischen Operationstechnik die hohe Invasivität und die zum Teil fehlende Möglichkeit, anatomische Korrekturen durch entsprechende Implantatlagen gezielt vornehmen zu können, nachteilig [Winter2009, Gravius2008].

Um diesen Nachteilen zu begegnen, wurden von der Industrie und Forschungseinrichtungen zahlreiche computerunterstützte Verfahren entwickelt [Davis2007, Belei2007, Gravius2008a, Schnur2010]. Für all diese CT-gestützt, bildfreien oder fluoroskopiebasierten Varianten wird jedoch ein optisches Trackingsystem zur Umsetzung der Planung benötigt, wodurch sehr hohe Kosten entstehen und der OP-Ablauf teilweise eingeschränkt wird.

Am Lehrstuhl für Medizintechnik wird daher ein innovatives System entwickelt, mit Hilfe dessen eine intraoperative Planung alleine durch eine Präzisionsmechanik sicher und kosteneffizient umgesetzt werden kann [Follmann2009, Fuente2009].

## 2 Methoden

Herzstück des Systems stellt eine miniaturisierte mechanische Positioniervorrichtung dar (siehe Abbildung 3). Sie besteht aus einem Mittelring und zwei Drehscheiben, welche unterhalb und oberhalb des Drehringes angeordnet sind. Jede dieser Drehscheiben wiederum beinhaltet eine Bewegungsschnecke, die es erlaubt ein Kugellager entlang einer Achse durch den Mittelpunkt der Drehscheibe zu bewegen. Durch die Kugellager verläuft eine Bohrhülse, deren Lage und Orientierung durch Rotation der Drehscheiben sowie der Bewegungsschnecken mit 4 Freiheitsgraden eingestellt werden kann.

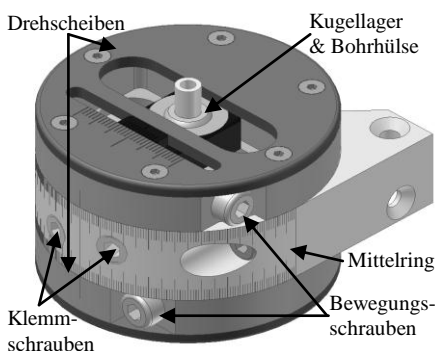


Abb.3: Positioniervorrichtung

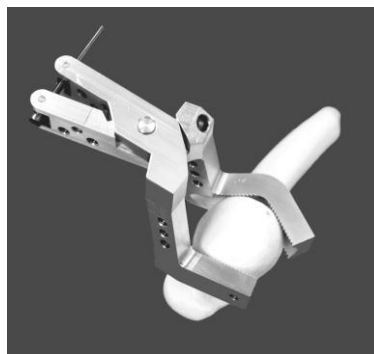


Abb.4: Hüftklemme

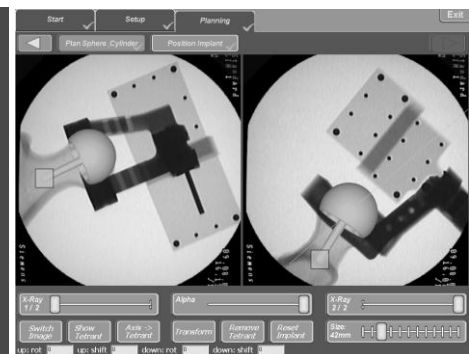


Abb.5: Planungssystem

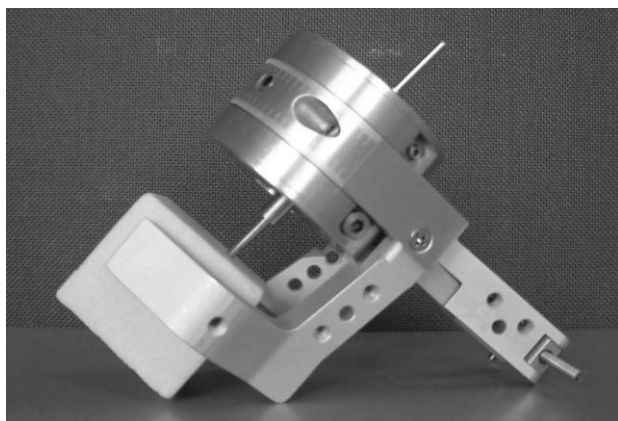


Abb.6: Evaluierung der Positioniergenauigkeit

Während der OP wird zunächst eine spezielle Klemmvorrichtung (Abbildung 4) minimalinvasiv am Femurkopf befestigt. Neben ihrer Funktion als Fixiervorrichtung dient diese gleichzeitig als Referenzplattform für die mechanische Positioniervorrichtung. Um die Lage und Orientierung der Positioniervorrichtung relativ zu den anatomischen Strukturen und den Planungsdaten zu ermitteln, werden zunächst intraoperativ Röntgenbilder aus zwei unterschiedlichen standardisierten Projektionsrichtungen (AP und Lauenstein) aufgenommen. Hierbei kommt ein spezieller Röntgenregistrierkörper zum Einsatz, der eine automatische Registrierung und Kalibrierung ermöglicht.

zung der Röntgenbilder erlaubt. Auf dieser Basis kann vom Chirurgen die Größe und Position des Implantats in den Bilddaten geplant werden (Abbildung 5). Anhand der geplanten Position der Schenkelhals-Bohrung berechnet das System automatisch die notwendigen Einstellparameter zur mechanischen Justierung des Positionierinstrumentes. Diese kann anschließend der Chirurg mittels Linearskalen manuell auf das System übertragen, in dem er die Bewegungsschrauben mit einem handelsüblichen Inbusschlüssel verstellt sowie die Drehscheiben in die gewünschte Lage dreht und mittels der Klemmschrauben fixiert. Die auf einfache Weise manuell eingestellte Positioniervorrichtung kann nun wiederholgenau über Anschlagflächen mit der Klemmvorrichtung verbunden werden, bevor der Chirurg schließlich durch die Bohrhülse entsprechend der Planung und ohne Einschränkungen durch ein optisches Trackingsystem die Bohrung durchführen kann (Abbildung 6).

Zur Evaluierung der erreichbaren Genauigkeit der Bohrung wurde die Positionskinetik über die Klemmvorrichtung entsprechend Abbildung 6 auf einen Schaumstoffwürfel montiert. Zunächst wurden 16 parallele Bohrungen an verschiedenen Positionen im Arbeitsraum mit Hilfe des Instrumentes durchgeführt. Hierfür wurden die in Abbildung 7 dargestellten Einstellparameter verwendet. Der Versuch wurde mit 8 schrägen Bohrungen in einem weiteren Schaumstoffwürfel wiederholt.

Die Auswertung erfolgte über Röntgenbilder in AP und Lauenstein-Projektionen. Dazu wurde die Positioniervorrichtung jeweils durch den entsprechenden Registrierkörper ersetzt und ein Bohrer zur Visualisierung in das Bohrloch eingeführt. Über das Planungssystem konnte anschließend die tatsächliche Lage der Bohrung im Referenzkoordinatensystem berechnet werden und mit der Soll-Lage verglichen werden. Als Fehlerkennwerte wurde der Positionsfehler bei  $z = 35$  mm (entspricht etwa der Oberfläche des Femurkopfes) und  $z = 95$  mm (Ebene in Höhe des Femurhalses) sowie der Orientierungsfehler der Achsen berechnet (vgl. Abb. 8).

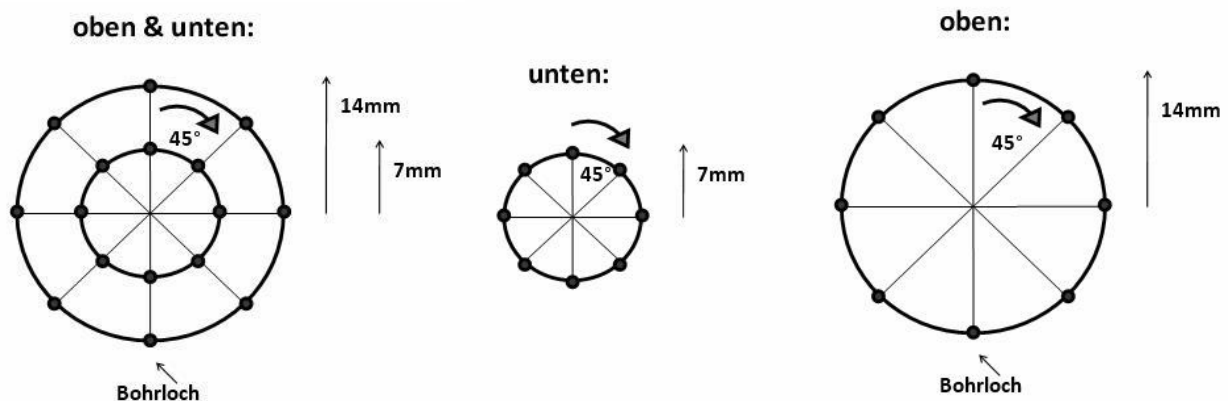


Abb.7: Einstellung für die Evaluierung, Draufsicht, links: parallele Bohrungen, rechts: schräge Bohrungen

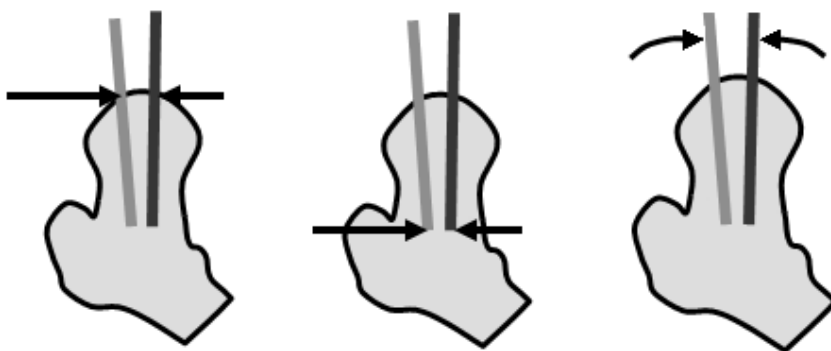


Abb.8: Darstellung der Positionsfehler bei  $z = 35$  mm und  $z = 95$  mm sowie des Winkelfehlers

### 3 Ergebnisse

Bei den parallelen Bohrungen trat ein Positionsfehler von  $0,46 \pm 0,26$  mm bei  $z = 35$  mm, von  $0,67 \pm 0,25$  mm bei  $z = 95$  mm und ein Orientierungsfehler von  $0,65 \pm 0,23^\circ$  auf, während bei den schrägen Bohrungen folgende Fehler gemessen wurden:  $0,48 \pm 0,32$  mm bei  $z = 35$  mm,  $0,81 \pm 0,32$  bei  $z = 95$  mm und  $1,03 \pm 0,37^\circ$ . Es konnte kein signifikanter

Unterschied bezüglich der Positionsgenauigkeit zwischen den schrägen und senkrechten Bohrungen festgestellt werden ( $p_{z=35\text{ mm}} = 0,87$ ,  $p_{z=95\text{ mm}} = 0,28$ ), wohingegen der Winkelfehler bei schrägen Bohrungen signifikant größer ausfiel als bei senkrechten Bohrungen ( $p_{\text{winkel}} = 0,009$ ).

## 4 Diskussion

Die Evaluationsergebnisse zeigen, dass das System geeignet ist, um reproduzierbar Bohrungen in den Femurkopf nach erfolgter Planung mit höherer Genauigkeit als mit bisher eingesetzten Unterstützungssystemen einzubringen [Ganapathi2009]. Durch die Anbringung der Klemme am Femurkopf an Regionen, die später unterhalb der Metallkappe liegen und damit sowieso entfernt werden müssen, ist im Gegensatz zu herkömmlichen mechanischen Verfahren keine unnötige Weichteilverletzung mehr notwendig, so dass mit kürzeren Regenerationszeiten gerechnet werden kann. Ferner kann auf ein optisches Trackingsystem sowie komplexe Steuerungselektronik komplett verzichtet werden, da die Einstellung manuell aufgrund intraoperativer röntgenbasierter Daten erfolgt. Damit ist das System von der Anwendung einfach und kostengünstig gehalten, so dass es sicher in den OP-Ablauf integriert werden kann. Weiterhin sind die Übertragung auf andere Anwendungsgebiete sowie die Untersuchung der Sterilisierbarkeit, Robustheit und Usability Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten.

## 5 Referenzen

- [BQSQualitätsreport 2009] BQSQUALITÄTSREPORT: Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH, Düsseldorf, (2009), Seite 120
- [Lieske2008] Lieske, S.; John, M.; Rimasch, C.; Mahnfeld, K.: Die Luxation als seltene Komplikation des Oberflächenersatzes am Hüftgelenk, In: Unfallchirurg 2008:111, Springer Medizin Verlag, S. 637-640
- [Winter2009] Winter, E.: Entwicklung und aktueller Stand der Hüftendoprothetik, In: Medizintechnik – Life Science Engineering, Springer 2009, S1667 – 1697
- [Zimmer 2011] ZIMMER: Durom® Hip Resurfacing: <http://www.zimmer-orthopedics.ch/ctl?prcat=M2&prod=y&template=MP&action=1&op=global&id=8895&xm=pos>, Online Stand 19.4.2011
- [Gravius2008] Gravius, S.; Belei, P.; Fuente, M. de la; Müller-Rath, R.; Radermacher, K.; Wirtz, D. C.; Mumme, T.: Fluoroscopic navigation versus conventional manual positioning of the femoral component for hip resurfacing: first experimental trial - Biomed Tech (Berl), Vol. 53, pp. 204-212, 2008.
- [Davis u. a. 2007] Davis, E.T. ; Gallie, P. ; Macgroarty, K. ; Waddell, J.P. ; Schemitsch, E.: The accuracy of image-free computer navigation in the placement of the femoral component of the Birmingham Hip Resurfacing. In: The journal of bone and joint surgery 89-B (2007), S. 557–560
- [Belei u. a. 2007] Belei, P. ; Skwara, A. ; Fuente, M. de la ; Schkommodau, E. ; Fuchs, S. ; Wirtz, D.C. ; Radermacher, K.: Fluroscopic navigation system for hip surface replacement. In: Computer Aided Surgery 12 (2007), S. 160–167
- [Ganapathi2009] Ganapathi, M.; Vendittoli, P.; Lavinge, M.: Femoral component positioning in hip resurfacing with and without navigation. In: Clinical orthopaedics and related research, Volume 467, Number 5, 1341-1347, DOI: 10.1007/s11999-008-0299-z
- [Gravius2008a] Gravius, S.; Peter, B.; Fuente, M. de la; Müller-Rath, R.; Radermacher, K.; Wirtz, D. C.; Mumme, T.: Funktionalität und Genauigkeit eines fluoroskopischen Naavigationssystems zur Implantation von Hüftkopf-Oberflächenersatzprothesen: eine Anatomiestudie, In: Zeitung für Orthopädie und Unfallchirurgie 2008:146, Georg Thieme Verlag, S357-363
- [Schnurr2008] Schnurr, C; Nessler, J.; Koebke, J; Michael, W. M.; Eysel, P; König, D. P.: Bildfreie Computernavigation von Hüftoberflächenersatzprothesen, In: Operative Orthopädie und Traumatologie 2010:22, Urban und Vogel Verlag, S. 307-316
- [Fuente2009] Fuente, M. de la; Follmann, A.; Linke, S.; Belei, P.; Strake, M.; Radermacher, K.: Smart mechatronic driver for surgical trajectory navigation, In: Stefan Fischer and Erik Maehle and Rüdiger Reischuk (eds.): Proceedings der 39. Jahrestagung 2009 der Gesellschaft für Informatik e.V., Vol. P-154, S. 1028 - 1034, 2009.
- [Follmann2009] Follmann, A.; Fuente, M. de la; Linke, S.; Belei, P.; Strake, M.; Radermacher, K.: Smart and precise surgical trajectory navigation, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings 25/VI. 2009

# Flexibles Halsphantom zur Evaluation eines Ultraschall-gestützten Navigationssystems

## Wissenschaftlicher Beitrag für die 10. CURAC Jahrestagung 2011

Frau J. Hirschfeld<sup>1</sup>, T. Brennecke<sup>2</sup>, Frau L. Colter<sup>1</sup>, J. Raczowsky<sup>2</sup>, J. Schipper<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie, Universitätsklinikum Düsseldorf

<sup>2</sup>Institut für Prozessrechentechnik, Automation und Robotik, Karlsruher Institut für Technologie

Kontakt: julia.hirschfeld@med.uni-duesseldorf.de

### Abstract:

*Für die Entwicklung und Etablierung der minimalinvasiven Halschirurgie ist ein Navigationssystem erforderlich, um eine gute Visualisierung des OP-Gebiets trotz eines minimal-invasiven Zugangs zu gewährleisten und hierdurch größtmögliche Sicherheit für den Patienten zu erreichen. Es soll ein Ultraschall-gestütztes Navigationssystem sein, welches den im Weichteilgewebe auftretenden „Gewebeshift“ darstellen kann. Zur Entwicklung und Evaluierung eines solchen Navigationssystems ist ein Halsphantom erforderlich, um das Verfahren erproben zu können. Anforderungen an das Phantom sind, dass es sowohl die Anatomie als auch die Gewebe- und Bildgebungseigenschaften des menschlichen Halses widerspiegelt. Wir stellen hier die Konzeption und Erstellung eines ersten flexiblen, Sonographie-geeigneten Halsphantoms aus Polyvinylalkohol (PVA) sowie seine sonomorphologischen Eigenschaften vor.*

*Schlüsselworte: Multimodales Halsphantom, Ultraschall-Navigation, Weichteilnavigation*

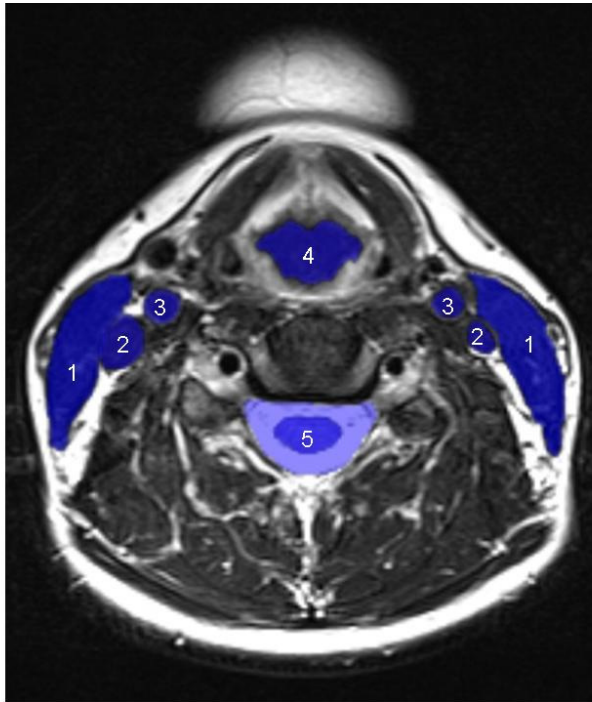
## 1 Problem

Im Bereich der Halschirurgie werden konventionell offene Zugangswege zur Entfernung von Tumoren oder anderen Raumforderungen (z.B. auffällig vergrößerten Lymphknoten) herangezogen. Da im Hals zahlreiche wichtige anatomische Strukturen wie Gefäße und Nerven verlaufen, ist meist ein relativ großer Hautschnitt erforderlich, um eine ausreichende Übersicht über das OP-Gebiet zu erhalten. Dies ist einerseits bei der exponierten Lage des Halses kosmetisch sehr ungünstig, darüber hinaus geht ein großer Hautschnitt mit breitflächiger Präparation einzelner Gewebeschichten auch mit einer höheren Morbidität des Patienten einher. Eine minimal-invasive Chirurgie ist folglich auch im Bereich des Halses anzustreben. Mögliche operative Eingriffe wären die Entfernung einzelner Lymphknoten oder Zysten bis hin zur kompletten Ausräumung von Weichteilgewebe und Lymphknoten (sog. „Neck Dissection“), wie es bei Tumorerkrankungen im Kopf-Hals-Bereich erforderlich ist. Wir denken, dass dies Endoskopie-unterstützt und Computer-assistiert möglich wäre. Zurzeit gibt es jedoch für den Hals kein verfügbares Navigationssystem, welches insbesondere die sowohl durch die Operationslagerung aber auch durch intraoperative Manipulation entstandene Weichteilverschiebung gegenüber der präoperativen Bildgebung berücksichtigt. Im Rahmen eines DFG-geförderten Projektes soll ein ultraschallgestütztes Navigationssystem für den Hals entwickelt werden. Um ein solches System zukünftig evaluieren zu können, muss zunächst ein Halsphantom erstellt werden. An das Halsphantom werden vor allem drei Anforderungen gestellt: es soll in Proportion und Aufbau möglichst naturgetreu sein, es muss flexibel sein, damit der „Gewebeshift“ simuliert werden kann, und es muss sowohl für sonographische als auch für MRT-Untersuchungen geeignet sein.

## 2 Methoden

Unter Berücksichtigung der in der Halschirurgie relevanten anatomischen Leitstrukturen wurden die in Tabelle 1 und Abbildung 1 dargestellten Halsorgane festgelegt, um im geplanten Phantom abgebildet zu werden. Hierfür wurden Materialien aus dem OP- und Verbandsbedarf herangezogen (s. Tabelle 1 und Abb. 2).

Als formgebendes sowie füllendes Material wurde Polyvinyl-Alkohol (PVA) ausgewählt. Es wurden Proben mit PVA verschiedenen Vernetzungsgrades und Molekulargewichts verwendet und nach einer leicht abgewandelten Variante der von Hyon et al.[1] bzw. von Kharine et al. [2] beschriebenen Methode zur Herstellung eines PVA-Hydrogels hergestellt. Es wurden jeweils 5, 10 und 15%-ige Gele mit Mowiol 56-98 (Kuraray, Tokio, Japan) mit destilliertem Wasser unter Zusatz von DMSO, Flohsamen und Glycerol gegossen. Als Form für das Halsphantom wurde ein Abguss eines Halses mit Hilfe von thermoplastischem Kunststoff angefertigt (s. Abb. 2). Die Gelproben sowie das entstandene Halsphantom wurden mit einem Ultraschallgerät (HD 11 XE, Firma Philips) untersucht und die entsprechenden Bilder digital archiviert.



**Abb. 1: Transversale Schicht eines T2-gewichteten Hals-MRTs. Folgende anatomische Leitstrukturen segmentiert:**

- 1 Kopfwendermuskel (M. sternocleidomastoideus)
- 2 Drosselvene (V. jugularis interna)
- 3 Halsschlagader (A. carotis communis)
- 4 Kehlkopf
- 5 Wirbelsäule (Spinalkanal)

**Tabelle 1: Anatomische Leitstrukturen**

Struktur	Material	Firma
Gr. Kopfwendermuskel (M. Sternocleidomastoideus)	Kanülenbändchen	Novo Klinik-Service GmbH, Kerpen
Drosselvene (V. Jugularis int.)	Drainage Penrose Typ, 300 mm, 10 mm	Redax, Mirandola, Italien
Halsschlagader (A. Carotis)	Silikon-Softdrain 30 CH, 500 mm, 10 mm	Redax, Mirandola, Italien
Lufttröhre / Kehlkopf	Tubusverlängerung 20 cm, 22 F (gekürzt)	Medisize, Vantaa, Finnland
Wirbelsäule	Superset Catheter Mount, 22 F – 22M	Intersurgical, Wokingham, UK



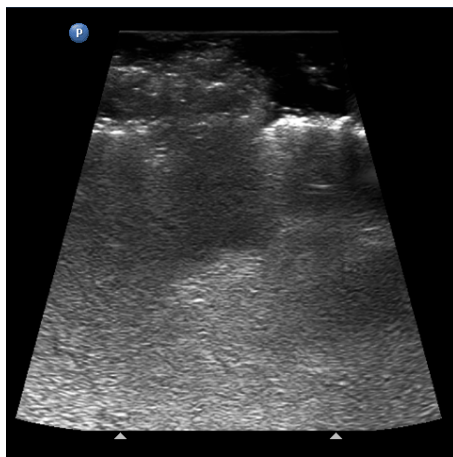
**Abb. 2: Anatomisch getreue Gussform für das Halsmodell aus thermoplastischem Kunststoff (links). Drainageschläuche etc. (vgl. Tab. 1) zur Nachbildung anatomischer Leitstrukturen (rechts).**

### 3 Ergebnisse

Es konnten verschiedene homogene PVA-Hydrogele hergestellt werden. Das Gel war von einer guten Flexibilität und Haltbarkeit, sofern es luftdicht im Kühlschrank bei ca. +8°C gelagert wurde. Je nach Zusatz (DMSO, Flohsamen, Glycerol) konnten verschiedene Eigenschaften wie z. B. Anhebung der Echogenität oder Viskosität bzw. Elastizität erzielt werden, wie in der Literatur beschrieben [1, 3]. Bei der Untersuchung mit Ultraschall zeigten sich auch bei uns

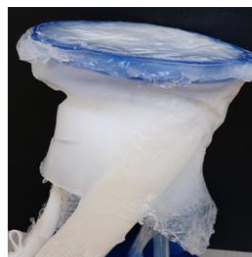


morphologisch ähnliche Schall- bzw. Reflexionseigenschaften der Gele verglichen mit Weichteilgewebe, vgl. [4], s. Abb. 3.



**Abb. 3:** Sonographisches Bild einer PVA Probe (links), sonographisches Bild eines Probanden (rechts) auf Höhe der Schilddrüse (SD) mit Darstellung der Halsschlagader (ACC), der Drosslevene (VJI) und des Kopfwendermuskels (M.SCM). (Philips HD 11 XE, Schallkopf L12-3)

Kleinste mit bloßem Auge jedoch sichtbare eingeschlossene Luftblasen verursachten keine Artefakte, weswegen sie in der Gelherstellung offensichtlich zu vernachlässigen sind. Nach Durchführung von Vorversuchen konnten erste Halsphantome aus 10%-igem PVA unter Zusatz von Flohsamen mit Hilfe der angefertigten Gussform hergestellt werden. Die Form aus thermoplastischem Kunststoff erwies sich als geeignet und konnte nach dem Tieffrieren problemlos von dem Gelmodell getrennt werden (s. Abb. 4).

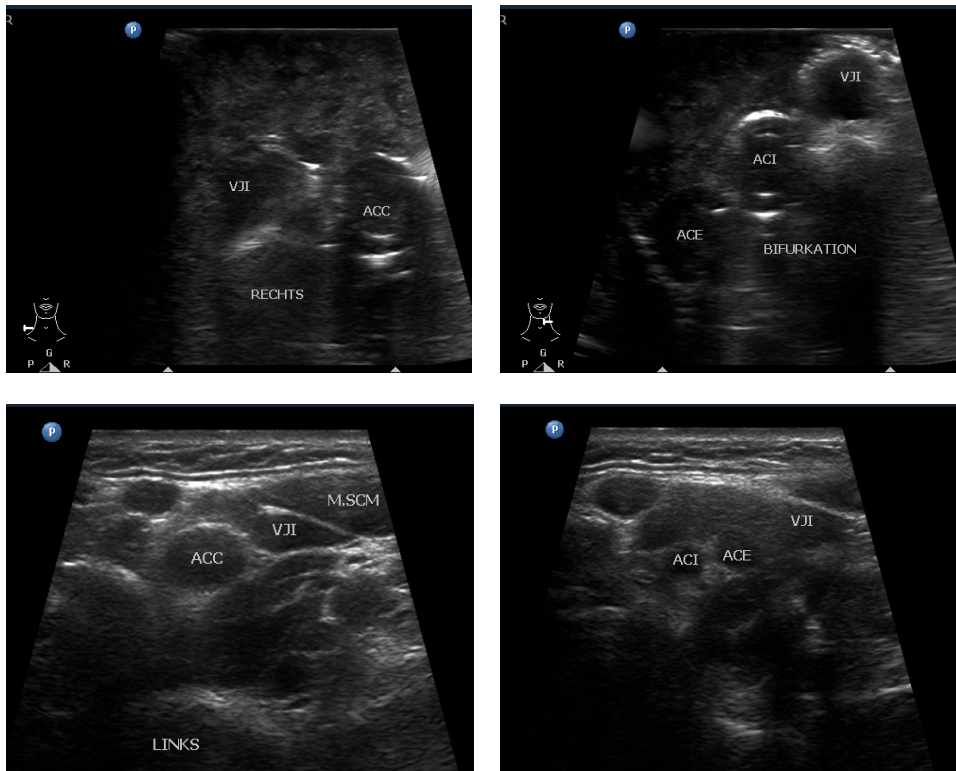


**Abb. 4:** Erstes Halsphantom vor und nach Lösen aus der „Gussform“

Die Materialien für die großen Blutgefäße erwiesen sich als brauchbar und konnten gut abgegrenzt werden, ohne eine Schallauslöschung zu verursachen (s. Abb. 6). Die Verwendung eines Schaumstoffbands für den M. sternocleidomastoideus musste verworfen werden, da trotz Tränkung in destilliertem Wasser zu viel Luft eingeschlossen wurde, und es somit zu einer kompletten Schallauslöschung medial davon kam. Nach Optimierung der Gelzusammensetzung wurde nun zunächst ein vereinfachtes Phantom, welches nur die drei erwähnten Halsgefäße enthält, angefertigt. Eine Rotation des Modells war durch die elastischen Eigenschaften des PVA-Gel-Phantoms gut möglich (s. Abb. 5). Mit diesem Phantom lassen sich Blutgefäße vom umliegenden „Gewebe“ gut differenzieren. Des Weiteren ist auch der Verlauf der Gefäße bei Rotation des Halsphantoms gut mit dem Ultraschall nachvollziehbar (s. Abb. 6)



**Abb. 5:** Flexibles Halsphantom: Rotation und Flexion.



**Abb. 6: Sonographie des in Abb. 5 gezeigten Halsphantoms (obere Reihe) sowie eines Probanden (untere Reihe) (Ultraschallgerät HD 11 XE, Schallkopf I 12-3, Firma Philips)**

## 4 Diskussion

Anhand des erarbeiteten und vorgestellten Halsphantoms kann mittels Ultraschall der Gefäßverlauf im Hals, insbesondere auch bei Lageänderung wie der Rotation des Halses untersucht und nachvollzogen werden. Die Schalleigenschaften des ausgewählten PVA-Gels sind geeignet, um als Modell zu dienen. In der Entwicklung eines Ultraschall-gestützten Navigationssystems für den Hals ist zunächst die Testung und Evaluation eines solchen Navigationssystems erforderlich, wozu das oben beschriebene Phantom herangezogen werden kann. Durch die aktuell angewendete Gussform sind die Proportionen des Halses an sich bereits realistisch. Bezüglich der im Hals verlaufenden Strukturen gibt es jedoch noch Verbesserungsbedarf. Zum einen sollten auch die Blutgefäße realistisch dargestellt werden (in Proportion, aber auch Elastizität und Verformbarkeit), zum anderen wäre es wünschenswert, weitere anatomische Strukturen in das Phantom zu integrieren. In ein fortgeschrittenes Halsphantom sollen anatomische Daten einfließen, welche mittels segmentierter Hals-MRT's erhoben wurden. Hieraus abgeleitete 3D-Rekonstruktionen (z.B. der großen Halsgefäße) sollen als Vorlage dienen und könnten evtl. mittels Rapid Prototyping, so in das Modell übertragen werden.

## 5 Danksagung

Die oben beschriebene Thematik ist Teil des DFG-geförderten Projektes „SACAS (Sonographic Aided Computer Assisted Surgery) im Halsbereich“ (Geschäftszeichen SCHI 210/10-1). Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die Förderung.

## 6 Referenzen

1. S.-H. Hyon, W.-I. Cha, and Y. Ikada, Polymer Bulletin **1989**, 22 (1989).
2. A. Kharine, S. Manohar, R. Seeton, R. G. M. Kolkman, R. A. Bolt, W. Steenbergen, and F. F. M. de Mul, Phys Med Biol **48**, 3 (2003).
3. E. L. Madsen, M. A. Hobson, H. Shi, T. Varghese, and G. R. Frank, Phys Med Biol **50**, 23 (2005).
4. K. Zell, J. I. Sperl, M. W. Vogel, R. Niessner, and C. Haisch, Phys Med Biol **52**, 20 (2007).