

# Entwicklung und Evaluation einer Kalibrierungsmethode für 3D-Ultraschall

Christoph Bergmeir<sup>1</sup>, Mathias Seitel<sup>1</sup>, Christian Frank<sup>2</sup>, Raffaele De Simone<sup>2</sup>,  
Hans-Peter Meinzer<sup>1</sup>, Ivo Wolf<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik, DKFZ Heidelberg

<sup>2</sup>Abteilung für Herzchirurgie, Universitätsklinikum Heidelberg

c.bergmeir@dkfz.de

**Kurzfassung.** Wir stellen eine Methode zur Kalibrierung einer 3D-Ultraschallsonde vor. Für Anwendungen in der minimalinvasiven Chirurgie wird die Ultraschallsonde mit einem Trackingsystem verbunden, um dem Aufnahmevolumen eine definierte räumliche Lage zu geben. Die Kalibrierung bringt die Koordinatensysteme des Trackingsystems und des Ultraschallbildes zur Deckung. Hierzu wird ein bekanntes Objekt, das Phantom, aufgenommen und im Ultraschallbild lokalisiert. Die Kalibrierungstransformation wird dann durch ein Verfahren der Hand-Auge-Kalibrierung errechnet. Ein oft übliches Anbringen zusätzlicher Trackingssensoren am Phantom ist damit nicht nötig, was die Kalibrierungsprozedur vereinfacht.

## 1 Einleitung

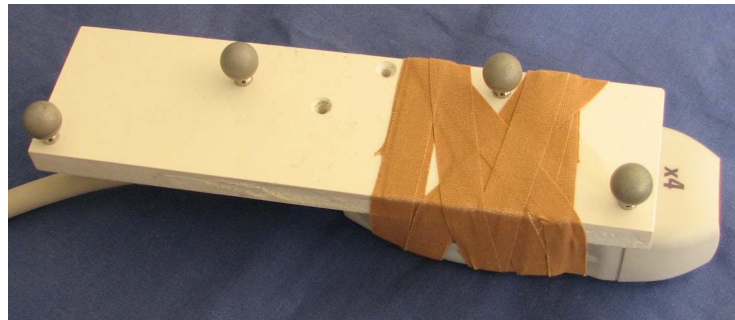
Bildgebung mittels Ultraschall ist ein wichtiger Bestandteil vieler diagnostischer und therapeutischer Verfahren in der Medizin. Bringt man Positionssensoren eines Trackingsystems an der Ultraschallsonde an, so kann auf die räumliche Lage des aufgenommenen Bildes geschlossen werden. Hierbei ist eine Kalibrierung nötig, um die Trackingkoordinaten in Bildkoordinaten umrechnen zu können. Neben der Standardanwendung für solch ein System, dem Freihand-3D-Ultraschall [1], existieren auch Anwendungsgebiete in der bildgestützten Chirurgie oder der Bestrahlungstherapie [2, 3]. Für die Kalibrierung werden üblicherweise Aufnahmen eines bekannten Objektes, des Phantoms, gemacht. Dessen Lage wird dann im Bild mit Segmentierungs- und Registrierungsverfahren ermittelt, woraus sich anschließend die Kalibrierungstransformation bestimmen lässt. Wird neben der Sonde auch das Phantom getrackt, so reicht eine einzige Aufnahme zur Kalibrierung aus, es müssen jedoch Trackingsensoren mit hoher Genauigkeit am Phantom angebracht werden. Andernfalls sind mindestens drei Aufnahmen aus verschiedenen Richtungen nötig [4], um die Kalibrierungstransformation mit Verfahren der aus der Robotik bekannten Hand-Auge-Kalibrierung [4, 5] zu errechnen. Die Kalibrierung von 2D- und 3D-Sonden ist nur bedingt vergleichbar. Einerseits kann bei 3D-Sonden durch die große Datenmenge besser Redundanz erzeugt werden und ein bei 2D-Bildern manchmal schwieriges Auffinden des Phantoms

und Rückrechnen seiner ursprünglichen Geometrie entfällt. Andererseits jedoch sind die einzelnen Schichten bei 3D meist schlechter aufgelöst. Zur Kalibrierung von 2D-Ultraschallsonden finden sich viele Arbeiten in der Literatur [1]. In Bezug auf 3D-Sonden lassen sich nur wenige Arbeiten finden, sowohl im Hinblick auf getrackte Phantome [3, 6], als auch zu Hand-Auge-Kalibrierungsmethoden [7, 8]. Wir verwenden im Unterschied zu diesen den Algorithmus von Daniilidis [5], welcher auf herkömmlichen Einsatzgebieten der Hand-Auge-Kalibrierung oft zum Einsatz kommt [9, 10]. Der Algorithmus weist einige Vorteile in Robustheit und Genauigkeit gegenüber anderen Verfahren auf [5].

## 2 Material und Methoden

Wir benutzen ein SONOS 7500 Ultraschallgerät zusammen mit der 3D Ultraschallsonde X4 (beides Philips Medical Systems). Die Sonde wird mit einem optischen System (Polaris, Northern Digital) getrackt. Hierzu sind vier passive Marker an ihr befestigt (Abb. 1).

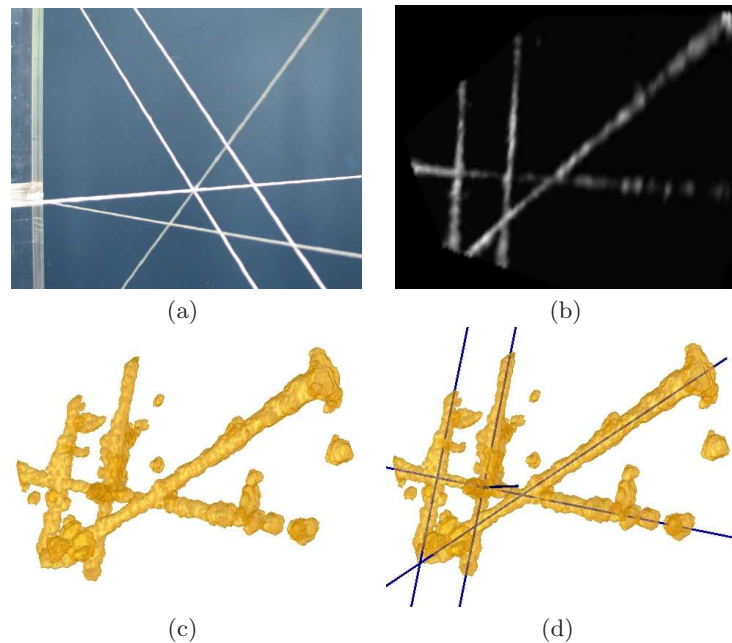
Als Phantom dient eine Anordnung von fünf Nylonfäden, welche in einer aus Plexiglas gefertigten Vorrichtung eingespannt ist (Abb. 2(a)). Drei Nylonfäden spannen dabei ein orthogonales Kreuz auf, die beiden anderen sind so angebracht, dass das Kreuz unter Rotation eindeutig wird. Das Phantom steht in einer mit Leitungswasser gefüllten Kunststoffbox. Für eine Analyse der Rekonstruktionsgenauigkeit sind auch am Phantom Sensoren des Trackingsystems angebracht, deren Positionsdaten als Goldstandard dienen. Die Sonde ist an einem beweglichen Arm montiert (hierzu dient eine handelsübliche Schwanenhalslampe), was sowohl eine einfache Positionierung der Sonde erlaubt als auch gewährleistet, dass die Sonde während der Aufnahmen fixiert ist. Nun können Datensätze aus Ultraschallbildern und zugehörigen Trackingdaten aus verschiedenen Richtungen aufgenommen werden. Während einer Ultraschallaufnahme wird laufend die Position erfasst und anschließend über diese Datensätze gemittelt. Da die



**Abb. 1.** Eine Ultraschallsonde, welche mit Sensoren eines optischen Trackingsystems kombiniert ist. Somit ist es möglich, die Position und Orientierung der Sonde im Raum zu bestimmen und nach einer Kalibrierung das Bild der Sonde in ein physikalisches Weltkoordinatensystem zu transformieren

Schallgeschwindigkeit in Wasser bei Raumtemperatur von der durchschnittlichen Schallgeschwindigkeit in menschlichem Gewebe abweicht, werden die erhobenen Bilddaten zunächst mit Hilfe eines Skalierungsfaktors von 1.04 vorverarbeitet [1]. Anschließend segmentieren wir das Kreuz mittels eines klassischen Regionwachstumsverfahrens mit Grauwertintervall und registrieren ein Computermodell der Nylonfäden auf die Segmentierung in einem zweistufigen Verfahren. Im ersten Schritt wird sowohl aus dem Modell als auch aus der Segmentierung durch eine zufällige Abtastung eine Punktwolke erstellt und die quadratischen Abstände der Punktwolken werden minimiert. Da das Ultraschallgerät die Nylonfäden leicht verschwommen darstellt, kann im zweiten Schritt das Originalbild direkt als Distanzkarte dienen, um das Ergebnis des ersten Schrittes weiter zu verbessern (die einzelnen Verarbeitungsschritte illustriert Abb. 2).

Pro Kalibrierung kommen 12 Datensätze zum Einsatz, wobei das Phantom aus vier verschiedenen Raumrichtungen gescannt und die Sonde pro Raumrichtung in drei verschiedene Orientierungen gebracht wird. Die Sonde hat jeweils einen Abstand von ca. 6 cm zum Kreuzmittelpunkt. Zur eigentlichen Hand-Auge-Kalibrierung kommt der geschlossene Lösungsansatz nach Daniilidis [5] zum Einsatz. Dieser beruht darauf, dass gemäß der Screw-Theorie [4] Rotation



**Abb. 2.** Die einzelnen Verarbeitungsschritte der Phantomsdetektion. (a) Phantom, bestehend aus Nylonfäden, welche durch eine Plexiglasvorrichtung gespannt werden (am linken Bildrand zu sehen). (b) Ausgewählte Schicht des von der Sonde aufgenommenen Ultraschallvolumens. (c) Dreidimensionale Visualisierung des Ergebnisses des Regionwachstumsverfahrens. (d) Ergebnis einer Registrierung des Computermodells

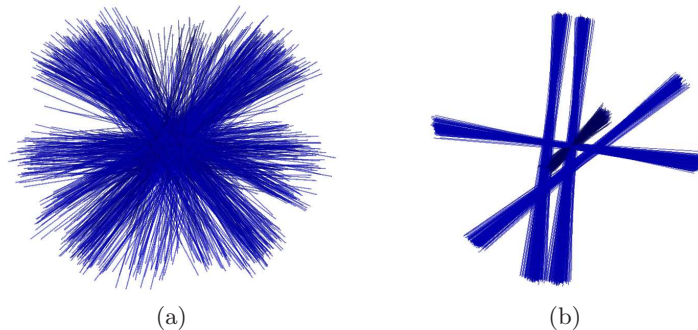
und Translation zu einer schraubenförmigen Bewegung zusammengefasst werden können. Algebraisch kann dies durch duale Quaternionen repräsentiert werden. Dadurch lässt sich die Hand-Auge-Kalibrierung in eine Form bringen, welche mit Hilfe einer Singulärwertzerlegung gelöst werden kann.

### 3 Ergebnisse

Die Kalibrierung wurde 14 mal durchgeführt, wodurch sich insgesamt 168 Datensätze ergaben. Damit bestimmten wir die Kalibrierungswiederholbarkeit. Es ergaben sich Standardabweichungen von 1.26 mm, 1.38 mm und 1.46 mm in den Koordinatenrichtungen und  $1.01^\circ$ ,  $0.45^\circ$  und  $1.51^\circ$  in den Eulerwinkeln. Dann berechneten wir die mittlere Kalibrierungstransformation und bestimmten die Rekonstruktionsgenauigkeit, indem wir mit der Kalibrierung die Position und Orientierung des Phantoms in allen Aufnahmen errechneten und diese Daten mit den unabhängig davon erhobenen Daten der am Phantom angebrachten Trackingsensoren verglichen (wodurch dieser Wert auch einen Fehleranteil des als Goldstandard verwendeten Trackingsystems enthält, welcher als klein gegenüber dem Gesamtfehler angenommen wird). Der quadratische Mittelwert des Fehlers ergab sich zu 1.29 mm, 1.84 mm und 1.43 mm in den Koordinatenrichtungen und  $1.5^\circ$ ,  $1.29^\circ$  und  $1.57^\circ$  in den Eulerwinkeln. Die Ergebnisse illustriert Abb. 3.

### 4 Diskussion

Das vorgestellte Verfahren erlaubt eine einfache, schnelle Kalibrierung einer optisch getrackten 3D-Ultraschallsonde. Anders als bei 2D-Sonden entfällt ein aufwändiges Ausrichten der Schnittebene und es reichen bereits wenige Volumenaufnahmen aus, um eine Kalibrierung durchzuführen. Wir konnten zeigen, dass



**Abb. 3.** Die in den angefertigten Aufnahmen detektierten Kreuze in originaler Lage (a) bzw. mit Hilfe der Kalibrierungstransformation rekonstruiert und auf die als Goldstandard verwendeten Trackingdaten bezogen (b). Die gezeigten Modelle der Nylonfäden haben eine Länge von 26 cm

sich der geschlossene Lösungsansatz von Daniilidis hierfür verwenden lässt, wodurch die Kalibrierung mit wenig Rechenzeit brauchbare Ergebnisse liefert. Die in der Literatur mit getracktem Phantom erreichte Genauigkeit von 1 - 2 mm [3, 6] ist etwas besser als die hier erzielte von ca. 3 - 4 mm. Im Gegenzug ist bei unserer Methode das Tracken des Phantoms überflüssig, was die Prozedur vereinfacht. Für bestimmte Navigationsanwendungen, beispielsweise in der Ausbildung, sollte die von uns erzielte Genauigkeit ausreichen. Im Unterschied zu herkömmlicher Hand-Auge-Kalibrierung einer Kamera besitzt die Ultraschallkalibrierung einige weitere Fehlerquellen, welche die Genauigkeit generell limitieren. So ist die Qualität der Bilder grundsätzlich eher schlecht, was sich negativ auf die Registrierungsgenauigkeit auswirkt. Dadurch, dass die vom Ultraschallgerät angenommene Schallgeschwindigkeit von der im Becken abweicht, können sich zusätzlich systematische Fehler ergeben. Auch wirkt sich die Wahl der Aufnahmerichtungen auf die Genauigkeit aus [9]. Die Ungenauigkeiten resultieren somit weniger aus dem Softwaresystem an sich, als vielmehr aus der Beschaffenheit des Phantoms und dem Versuchsablauf. Einer der nächsten Schritte wird deshalb sein, das Phantom weiter hinsichtlich seiner klaren Sichtbarkeit im Ultraschall zu optimieren und den Versuchsablauf zu standardisieren. Auch liegt es nahe, die ohnehin bereits zur Evaluation erhobenen Trackingdaten des Phantoms zur Kalibrierung zu nutzen, um verschiedene Verfahren vergleichen zu können.

## Literaturverzeichnis

1. Mercier L, Lango T, Lindseth F, et al. A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems. *Ultrasound Med Biol.* 2005;31:449–71.
2. Hassenpflug P, Vetter M, Wolf I, et al. Generation of attributed relational vessel-graphs from three-dimensional freehand ultrasound for intraoperative registration in image-guided liver surgery. *Proc SPIE.* 2003;5029:222–30.
3. Bouchet LG, Meeks SL, Goodchild G, et al. Calibration of three-dimensional ultrasound images for image-guided radiation therapy. *Phys Med Biol.* 2001;46:559–77.
4. Chen HH. A screw motion approach to uniqueness analysis of head-eye geometry. *Proc IEEE Computer Vision and Pattern Recognition.* 1991; p. 145–51.
5. Daniilidis K. Hand-eye calibration using dual quaternions. *Int Journ Robotics Res.* 1999;18:286–98.
6. Poon TC, Rohling RN. Comparison of calibration methods for spatial tracking of a 3-D ultrasound probe. *Ultrasound Med Biol.* 2005;31:1095–108.
7. Lange T, Eulenstein S. Calibration of swept-volume 3D ultrasound. *Proc Medical Image Understanding and Analysis.* 2002.
8. Boctor EM, Iordachita I, Fichtinger G, et al. Ultrasound self-calibration. *Proc SPIE.* 2006;6141:784–95.
9. Schmidt J, Vogt F, Niemann H. Robust Hand-Eye Calibration of an Endoscopic Surgery Robot Using Dual Quaternions. *Proc DAGM.* 2003; p. 548–56.
10. Vogt F, Krüger S, Winter M, et al. Erweiterte Realität und 3-D Visualisierung für minimal-invasive Operationen durch Einsatz eines optischen Trackingsystems. *Proc BVM.* 2005; p. 217–21.