

# Kalibrierung eines 3D-Ultraschallsystems mit evolutionärer Optimierung

Susanne Winter, Kai Ritschel, Magdalena Broll, Claudia Dekomien

Institut für Neuroinformatik, Ruhr-Universität Bochum  
Susanne.Winter@neuroinformatik.rub.de

**Kurzfassung.** Der Einsatz von 3D-Ultraschall ist für zahlreiche medizinische Applikationen interessant. Ein 3D-Ultraschall Datensatz kann aus 2D-Schichtbildern rekonstruiert werden, wenn deren Positionen im Raum bekannt ist. Mittels eines Trackingsystems kann die Position eines Schallkopfes im Raum verfolgt werden. Die Beziehung von Bildebene und Schallkopf muss durch eine Kalibrierung bestimmt werden. Mit Hilfe einer evolutionären Optimierung, der CMA, wurde eine schnelle und robuste Ultraschallkalibrierung realisiert. Es konnte gezeigt werden, dass der Algorithmus auch bei großer Startabweichung robuste Ergebnisse liefert

## 1 Einleitung

Ultraschall ist das am häufigsten eingesetzte bildgebende Verfahren in der Medizin. Seit einigen Jahren bietet die 3D-Bildgebung mit Ultraschall zahlreiche neue Möglichkeiten. Hierfür können entweder 3D-Schallköpfe verwendet werden, die direkt einen Volumendatensatz, allerdings mit beschränktem Sichtfeld, akquirieren, oder es werden Volumendatensätze aus zweidimensionalen Schichtbildern rekonstruiert.

Ansätze, die durch alleinige bildbasierte Registrierung Volumendaten erstellen, sind nicht für jede gescannte Region umsetzbar und auf Grund der geringen Genauigkeiten z.B. nicht für die intraoperative Navigation geeignet. Daher werden häufig Methoden genutzt, die eine Kombination von Positionsdaten des Ultraschallkopfes mit Ultraschallbilddaten nutzen. Für die Positionsverfolgung werden herkömmliche Trackingsysteme verwendet, wobei ein Referenzmarker am Schallkopf befestigt wird, dessen Position im Raum gemessen wird. Um die relative Position des Schallkopfes zu den Bilddaten zu bestimmen, wird eine Kalibrierung benötigt. Diese liefert die Koordinatentransformation zwischen Referenzmarker und Bildebene. Es existieren eine Reihe von Ansätzen für die Kalibrierung [1, 2]. Viele dieser Verfahren sind sehr aufwendig und die Genauigkeit ist entweder stark benutzerabhängig, oder erfordert einen speziellen Messaufbau.

Unser Ziel ist es eine einfache und trotzdem genaue Kalibrierungsmethode zu entwickeln, die ohne großen Aufwand von beliebigen Nutzern durchgeführt werden kann. Als Kalibrierphantom haben wir ein einfaches Kugelphantom gewählt [3]. Die Bestimmung der Koordinatentransformation wurde als Optimierungsproblem formuliert, welches mit einem evolutionären Algorithmus, dem Kovarianz

Matrix Adaptation-Verfahren (CMA) [4, 5], gelöst wurde. Dieses Optimierungsverfahren hat sich, insbesondere bei Problemstellungen mit Bezug zu realen, und damit verrauschten, Daten [6, 7], als schnell, zuverlässig und robust erwiesen.

## 2 Material und Methode

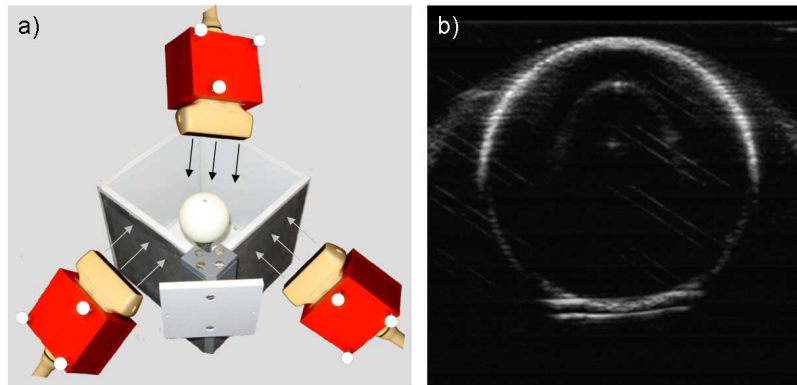
Die Ultraschalldaten wurden mit einem Telemed-System (Echo Blaster 128) bei Verwendung eines 9 MHz *linear-array* Schallwandlers aufgenommen. Die Position des Ultraschallkopfes wurde mit einem optischen Trackingsystem (NDI Polaris) und passiven Referenzmarkern (Abb. 1a)) bestimmt.

Als Kalibrierphantom diente eine mit NaCl-Lösung gefüllte Box, in der ein Tischtennisball befestigt wurde. Um die Bilddaten aus möglichst verschiedenen Schallkopfpositionen akquirieren zu können, wurden zwei Seiten der Box mit einer ultraschalldurchlässige Membran (Abb. 1a)) versehen.

Unter Variation der Aufnahmeposition sowie des Aufnahmewinkels, wurde der Tischtennisball, bei Freihandführung des Schallkopfes, aufgenommen. Eine solche Aufnahme resultierte in ca. 300 Einzelschichten, in denen sich jeweils ein Teil der Kugel als Kreis abbildet (Abb. 1b)).

Mittels Houghtransformation wurden für jede Schichtbildaufnahme der Kreismittelpunkt und der Radius bestimmt. Anhand des maximalen detektierten Radius wurde der Abstand  $d_i$  jedes Schichtbildes  $S_i$  zum Kugelmittelpunkt bestimmt. Für jedes Schichtbild  $S_i$  existieren zwei mögliche Kugelmittelpunkte,  $k_{i1}$  und  $k_{i2}$ , die jeweils im Abstand  $d_i$  auf der Senkrechten durch den Kreismittelpunkt liegen.

Ziel der Kalibrierung ist es, die Transformationsmatrix  $C$  zu bestimmen, welche die Beziehung zwischen der Referenzbasis am Schallkopf und der Ultraschallbildebene beschreibt. Die Transformation  $C$  ist optimal bestimmt, wenn



**Abb. 1.** a) Ultraschallaufnahme für die Kalibrierung; das Kugelphantom wird von 3 Seiten mit einem getrackten Ultraschallwandler aufgenommen b) einzelne Ultraschallschichtaufnahme des Kugelphantoms.

die jeweils richtigen Kugelmittelpunkte nach der folgenden Transformation aufeinander liegen:

$$\hat{k}_{ij} = T_i * C * k_{ij} \text{ mit } j = \{1, 2\} \quad (1)$$

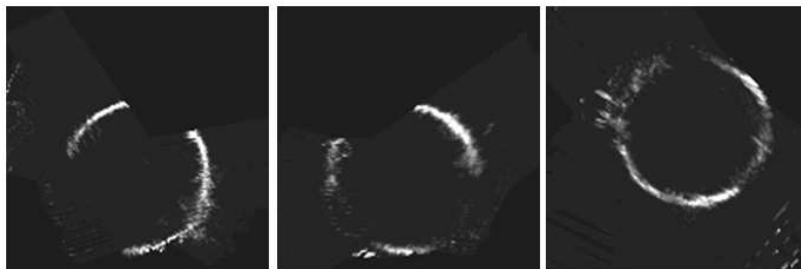
Dabei beschreibt  $T_i$  die Positionsmatrix des Schallwandlers im Koordinatensystem des Kugelphantoms, für ein Schichtbild  $S_i$ .  $\hat{k}_{ij}$  bezeichnet die transformierten möglichen Kugelmittelpunkte.

Da reale, verrauschte Daten die Basis der Kalibrierung bilden, kann die optimale Transformation nicht direkt berechnet werden, sondern wird mittels Optimierungsfunktion bestimmt. Wir haben hierfür einen evolutionären Ansatz, den CMA-Algorithmus, gewählt. Die zu optimierenden Parameter  $p$  sind drei Translations- und drei Rotationsparameter. Als Optimierungskriterium dient ein Distanzmaß, welches den quadratischen Abstand der korrekten Kugelmittelpunkte zum Schwerpunkt dieser Kugelmittelpunkte beschreibt. Um dieses zu berechnen, werden zunächst alle Punkte  $k_{ij}$  wie oben beschrieben transformiert, nachfolgend wird von jedem Punktpaar derjenige Punkt ausgewählt, der dem Schwerpunkt am nächsten liegt. Aus diesen Punkten wird das Optimierungskriterium bestimmt.

Zur Bestimmung der Reichweite sowie der Präzision des Algorithmus wurden zunächst durch mehrfache lokale Optimierung für jeden Datensatz die optimalen Parameter  $p_{\text{opt}}$  bestimmt. Ausgehend von diesen Parametern wurden 100 Startpositionen mit großen Abweichungen (bis  $\pm 180^\circ$  und  $\pm 1000$  mm) generiert. Für jede dieser Startpositionen wurde die Kalibrierung durchgeführt und jeweils eine Transformationsmatrix bestimmt.

Zielpunkte in der Ultraschallbildebene wurden mit der ermittelten Kalibriermatrix und der optimalen Kalibriermatrix  $C_{\text{opt}}$  transformiert. Der RMS-Fehler, welcher die Abweichung zwischen den transformierten Punkten beschreibt, dient als Präzisionsmaß einer Kalibrierung.

Um die Qualität der Kalibriermatrizen  $C$  visuell zu beurteilen wurden aus den akquirierten Datensätzen des Kugelphantoms mittels der Matrizen ein 3D-Datensatz rekonstruiert.



**Abb. 2.** Rekonstruierter Datensatz; Schnittbilder in drei verschiedenen Raumrichtungen.

### 3 Ergebnisse

Insgesamt wurden auf zwei Ultraschalldatensätzen jeweils 100 Kalibrierungen durchgeführt. Die Startpositionen wurden um das Optimum des jeweiligen Datensatz gleich verteilt, wobei die Abweichungen bis zu  $\pm 180^\circ$  und  $\pm 1000$  mm vom Optimum betragen. Auf dem ersten Datensatz ergab sich ein mittlerer RMS-Fehler von 0.28 mm vom bestimmten Optimum, 98 % aller Kalibrierungen hatten eine Abweichung von weniger als 1 mm. Der zweite Datensatz wies einen mittleren RMS-Fehler von 0.65 mm auf, wobei 80 % aller Kalibrierungen unter 1 mm und 87 % aller Kalibrierungen unter 2 mm lagen.

Mit den optimalen Kalibriermatrizen, die aus den beiden Datensätzen berechnet wurden, sind 3D-Volumen rekonstruiert worden. Die Kugeln (Abb. 2) wiesen keine Verzerrungen auf.

### 4 Diskussion

Der vorgestellte Algorithmus zur 3D-Ultraschall Kalibrierung zeigt Resultate mit guter Präzision, wobei die Optimierung zuverlässig und weitreichend in jedem Fall ein Ergebnis in der Nähe des Referenzoptimums lieferte. Eine robuste Kalibrierung bei Abweichungen von bis zu  $180^\circ$  und 1000 mm vom Optimum hat gezeigt, dass keine besondere Initialisierung der Startparameter notwendig war, um das optimale Ergebnis zu erhalten. Eine mittlere Abweichung von 0.28 mm und 0.65 mm liegt innerhalb der geforderten Genauigkeit von Navigationssystemen.

Im nächsten Schritt soll die Streuung der Kalibrierung bei einer Reihe verschiedener Aufnahmen für verschiedene Schallköpfe evaluiert werden. Des Weiteren ist geplant, die Kalibrierung mit hochpräzisen Kalibrierungen, die mit Laboraufbauten erreicht werden, zu vergleichen.

### Literaturverzeichnis

1. Hsu P, Prager R, et al. Freehand 3D ultrasound calibration: a review. *Adv Imaging Biol Med.* 2008;1:47–84.
2. Mercier L, Lango T, et al. A review of calibration techniques for freehand 3D ultrasound systems. *Ultrasound Med Biol.* 2005;31(4):449–71.
3. Brendel B, Winter S, Ermert H. A simple and accurate calibration method for 3D freehand ultrasound. *Biomed Tech.* 2004;49(2):872–73.
4. Hansen N, Kern S. Evaluating the CMA evolution strategy on multimodal test functions. *Proc PPSN.* 2004;3242:282–91.
5. Suttrop T, Hansen N, Igel C. Efficient covariance matrix update for variable metric evolution strategies. *Mach Learn.* 2009;75:167–97.
6. Winter S, Brendel B, et al. Registration of CT and intraoperative 3D ultrasound images of the spine using evolutionary and gradient-based methods. *IEEE Trans Evol Comput.* 2008;12(3):284–96.
7. Winter S, Brendel B, Igel C. Registration of bone structures in 3D ultrasound and CT data: comparison of different optimization strategies. In: *Proc CARS.* 2005;1281:242–47.