

In vivo Evaluierung und in vitro Genauigkeitsmessung für einen Algorithmus zur Registrierung von Ultraschall- und CT-Datensätzen

Bernhard Brendel¹, Jennifer Siepermann¹, Susanne Winter²
und Helmut Ermert¹

¹Lehrstuhl für Hochfrequenztechnik, Ruhr-Universität Bochum, 44780 Bochum

²Institut für Neuroinformatik, Ruhr-Universität Bochum, 44780 Bochum
Kompetenzzentrum Medizintechnik Ruhr (KMR)
Email:bernhard.brendel@rub.de

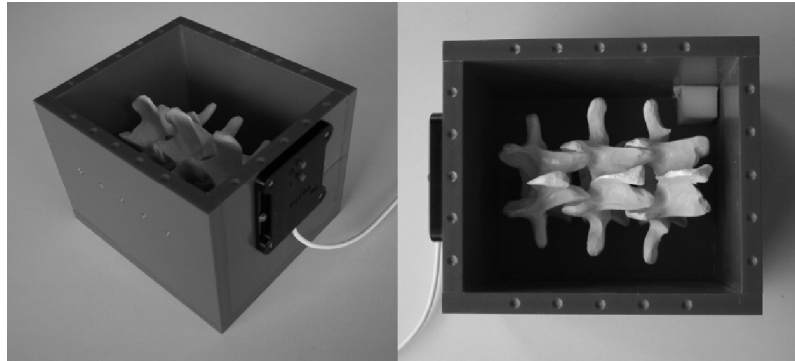
Zusammenfassung. Ein Algorithmus zur Registrierung von Knochen in dreidimensionalen CT- und Ultraschalldatensätzen, der auf einem Oberflächen-Volumen-Matching basiert, wurde bezüglich seiner Genauigkeit in vitro getestet. Als Vergleichsverfahren diente eine Punktregistrierung anhand künstlicher Marken. Der Vergleich ergab, dass für einen Wirbel Abweichungen bis 1.7 mm zwischen den Registrierungen auftreten, wobei der systematische Anteil der Abweichung vernachlässigbar klein war. Weiterhin wurde die Ultraschallregistrierung an in vivo Daten evaluiert, wobei sich ergab, dass der Algorithmus für unterschiedliche Knochenstrukturen geeignet ist.

1 Einleitung

Navigationsverfahren ermöglichen dem Chirurgen, ein chirurgisches Instrument oder ein Implantat minimalinvasiv und unter stetiger Kontrolle der Position an den gewünschten Ort zu führen. Die präzise Registrierung von präoperativen Bilddatensätzen im Koordinatensystem des Navigationssystems ist ein wichtiger Schritt für einen erfolgreichen bildbasierten navigierten Eingriff. In vielen chirurgischen Disziplinen ist die genaue Registrierung von Knochen von Interesse (Orthopädie, Neurochirurgie, Unfallchirurgie etc.). Herkömmliche Methoden basieren auf Punkt-Punkt Registrierungen unter der Verwendung von anatomischen Landmarken oder künstlichen Markern. Solche Methoden erhöhen die Invasivität, da anatomische Landmarken während des Eingriffs freigelegt und künstliche Marker vor der Aufnahme präoperativer Daten am Knochen befestigt werden müssen.

Intraoperative Bildgebung, die Knochen trotz überlagernden Gewebes lokalisiert, kann hier Abhilfe schaffen. Die Nutzung intraoperativer CT- oder MR-Bildgebung wurde bereits implementiert, hat aber Nachteile bezüglich intraoperativer Anwendbarkeit, Strahlenbelastung und Kosten. Diesbezüglich hat Ultraschall große Vorteile. Problematisch ist allerdings die Darstellung von Knochen

Abb. 1. Phantom für in vitro Genauigkeitsmessungen. Die am Gefäßrand sichtbaren Vertiefungen werden für eine Punkt-Registrierung genutzt, die als Referenz dienen soll.



mit Ultraschall, da Ultraschallwellen an Gewebe-Knochengrenzen spiegelnd reflektiert und im Knochen stark gedämpft werden. Dies schränkt den Anteil der abbildbaren Knochenoberfläche stark ein, was beim Entwurf eines automatischen Registrierungsalgorithmus zu berücksichtigen ist.

2 Stand der Forschung

Die in der Literatur dargestellten Ansätze zur Registrierung von CT- und Ultraschall-Datensätzen im Bereich der Knochen beruhen alle auf einer Segmentierung der Knochenoberfläche sowohl in den CT- als auch in den Ultraschall-Bildern [1-4]. Die so gewonnenen Oberflächen werden dann registriert. Problematisch ist hierbei die Segmentierung der Ultraschall-Bilder, da diese ein hohes Maß an systematischem Rauschen (Speckle) aufweisen, und die Knochenoberfläche häufig nicht durchgängig darstellbar ist. Ansätze, die bisher an in vivo Datensätzen erprobt wurden, haben daher folgende Probleme:

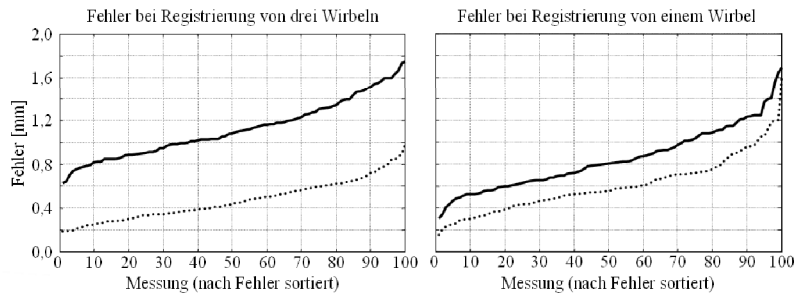
- Es können nicht alle akquirierten Ultraschall-Bilder segmentiert werden, da ein Teil der Ultraschallbilder die Knochengrenze nicht mit der erforderlichen Güte darstellen.
- Die Rechenzeit für die Segmentierung ist relativ hoch, was für den intraoperativen Einsatz ungünstig ist.

Der von uns entwickelte Registrierungs-Algorithmus [5, 6] ist so entworfen, dass eine Segmentierung der Ultraschall-Bilder nicht notwendig ist. Stattdessen wird der Ultraschall-Volumendatensatz direkt mit einer Auswahl von Knochenoberflächen aus dem CT registriert (Volumen-Oberflächen-Registrierung). Der Algorithmus ist sehr robust und funktioniert für verschiedene Knochenstrukturen. Die Registrierung benötigt auf einem handelsüblichen PC eine Rechenzeit von wenigen Sekunden (abhängig von der zu registrierenden Knochenstruktur).

3 Material und Methode

Der Algorithmus wurde implementiert und in eine einfache Navigationssoftware integriert. In Laborversuchen wurde die Genauigkeit des Algorithmus in vi-

Abb. 2. Abweichung zwischen Punkt- und Ultraschall-Registrierung. Die gestrichelten Linien zeigen den Fehler nach Abzug der systematischen Abweichung zwischen den beiden Registrierungsverfahren.



tro getestet. Als Phantom diente eine Anordnung von 3 Kunststoffwirbeln im Wasserbad (siehe Abbildung 1). Der Phantombehälter wurde mit Bohrungen versehen, die als Referenzpunkte für die Lokalisierung des Phantoms mit einer konventionellen Punkt-Registrierung dienten. Von diesem Phantom wurde ein CT-Datensatz erstellt. Im CT-Datensatz wurden sowohl die Referenzpunkte für die Punkt-Registrierung markiert, als auch die sichtbaren Wirbeloberflächen für die Ultraschall-Registrierung geschätzt. Nach Kalibrierung von Pointer und Ultraschallwandler [7] wurden Punkt- und Ultraschall-Registrierung durchgeführt und die Ergebnisse verglichen.

Anhand der aus den beiden Registrierungen stammenden Transformationsmatrizen konnten die geschätzten Wirbeloberflächen aus dem Koordinatensystem des CT-Datensatzes in das Koordinatensystem des Navigationssystems transformiert werden. Als Fehler zwischen den Registrierungen wurde der maximale Abstand der Wirbeloberflächen im Koordinatensystem des Navigationssystems definiert.

4 Ergebnisse

Der Vorgang von Kalibrierung und Registrierung wurde 100-mal wiederholt, wobei für die Ultraschall-Registrierung sowohl die Oberfläche von allen 3 Wirbeln als auch die Oberfläche eines einzelnen Wirbels herangezogen wurde. Die dabei sich ergebenden Fehler sind in Abbildung 2 dargestellt.

Zunächst werden die Fehler betrachtet, die als durchgezogene Linien eingezeichnet sind. Es fällt auf, dass für drei Wirbel der Fehler größer ist als für einen Wirbel. Die Fehler liegen in jedem Fall unter 2 mm, in über 90% der Fälle unter 1.5 mm. Hierbei ist zu beachten, dass der Fehler eine Überlagerung aus den Abweichungen der Ultraschall-Registrierung und Punkt-Registrierung ist. Bezogen auf die größten beobachteten Fehler bedeutet dies, dass hier von einer "konstruktiven" Überlagerung dieser beiden Abweichungen auszugehen ist.

Um einen Eindruck vom systematischen Fehler zwischen den beiden Registrierungsverfahren zu erhalten, wurde die mittlere Abweichung für jeden Knochenoberflächenpunkt bestimmt und kompensiert. Der verbleibende Fehler ist als

Abb. 3. Registrierung eines in vivo Datensatzes der Lendenwirbelsäule. Dargestellt sind sagittale Schnittbilder durch den dreidimensionalen Ultraschall Datensatz in Höhe des Laminarbogens. Die grauen Linien zeigen die Position der CT-Oberfläche (links vor der Registrierung und rechts nach der Registrierung)

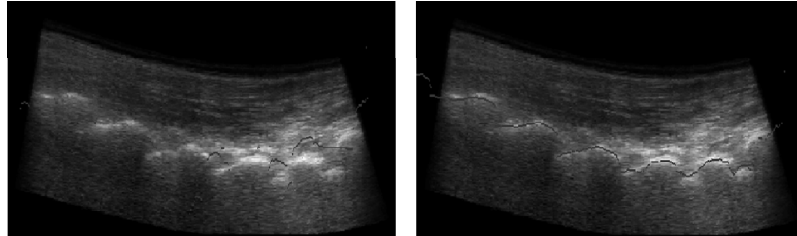
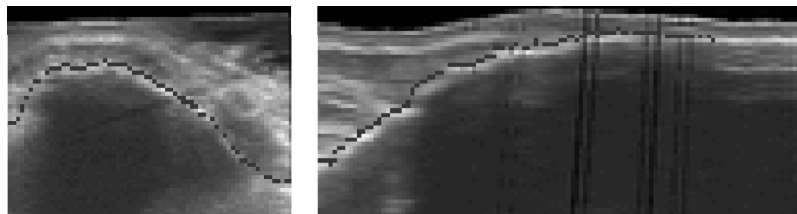


Abb. 4. Registrierung eines in vivo Datensatzes der Tibia. Dargestellt sind ein axiales (links) und ein sagittales (rechts) Schnittbild durch den dreidimensionalen Ultraschall Datensatz im Bereich der Tuberositas Tibiae. Die grauen Linien zeigen die Position der CT-Oberfläche nach der Registrierung.

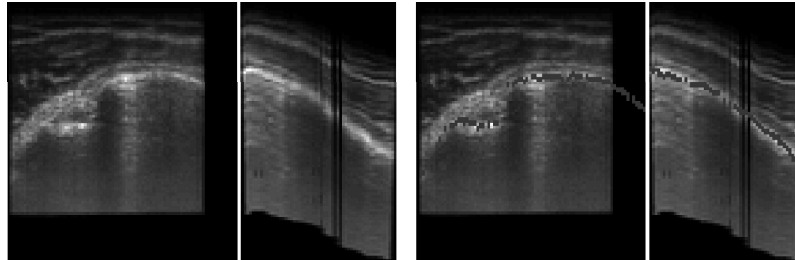


gepunktete Linie in Abbildung 2 eingezeichnet. Ein großer Abstand ergibt sich für die Registrierung mit der Oberfläche von drei Wirbeln. Hier ist eine Reduktion des Fehlers von etwa 0,6 mm zu beobachten. Bei der Registrierung eines Wirbels ist dies mit etwa 0,2 mm deutlich geringer. Weiterhin ist interessant, dass der verbleibende Fehler nun für einen Wirbel größer ist als für drei Wirbel. Grund hierfür könnte eine Deformierung oder Verschiebung der Wirbel im Phantom zwischen der Aufnahme der CT- und der Ultraschall Daten sein, die für die äußeren beiden Wirbel größer war als für den mittleren Wirbel.

Angesichts des sehr kleinen systematischen Anteils für die Registrierung eines Wirbels ist davon auszugehen, dass der systematische Fehler durch die Ultraschall-CT-Registrierung vernachlässigbar ist.

Um weiterhin die Funktion des Algorithmus an in vivo Daten zu verifizieren, wurden Ultraschall-Daten von Patienten erhoben, von denen ein CT-Datensatz aus diagnostischen Gründen vorlag. Zur Akquisition der 3D-Ultraschall-Daten diente ein Siemens Sonoline Omnia Ultraschallgerät, das mit einem 3D-Add-On-System der Firma Echotech ausgestattet war. Zielregionen waren zunächst Lendenwirbelsäule (Abbildung 3), Tibia (Abbildung 4) und Humerus (Abbildung 5). Bei allen drei Zielregionen ist nach visueller Beurteilung eine erfolgreiche Registrierung der Ultraschall-Daten mit den CT-Daten möglich.

Abb. 5. Registrierung eines in vivo Datensatzes des Humerus. Dargestellt sind ein axiales und ein sagittales Schnittbild durch den dreidimensionalen Ultraschall Datensatz im Bereich der Sulcus Intertubercularis. Die grauen Linien in den rechten Bildern zeigen die Position der CT-Oberfläche nach der Registrierung.



5 Diskussion

Der hier vorgestellte Algorithmus zur Registrierung von CT- und Ultraschall-Datensätzen eignet sich zur schnellen und robusten Registrierung von Knochenstrukturen unterschiedlicher Körperregionen. Die Genauigkeitsmessungen am Phantom zeigen, dass die erreichbare Genauigkeit für die chirurgische Navigation ausreichend ist. Die Anwendbarkeit des Algorithmus wurde weiterhin an in vivo Daten nachgewiesen. Eine Messung der Genauigkeit im klinischen Umfeld ist z. Zt. in Vorbereitung.

Diese Arbeit ist eine Aktivität des Kompetenzzentrums Medizintechnik Ruhr (KMR), Bochum. Es wird gefördert vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF, Az. 13N8079) und Siemens AG Medical Solutions, Erlangen.

Literaturverzeichnis

1. Carrat L, Tonetti J, Merloz P, Troccaz J. Percutaneous Computer Assisted Iliosacral Screwing: Clinical Validation. In: Procs MICCAI; 2000. p. 1229–1237.
2. Amin DV, Kanade T, DiGioia AM, Jaramaz B, Nikou C, LaBarca RS. Ultrasound based registration of the pelvic bone surface for surgical navigation. In: Procs International Computer Assisted Orthopaedic Surgery (CAOS); 2001. p. 36.
3. Muratore DM, Dawant BM, Galloway RL. Vertebral surface extraction from ultrasound images for technology-guided therapy. In: Procs SPIE. vol. 3661; 1999. p. 1499–510.
4. Ioppolo J, Kowal J, Nolte LP. Ultrasonic Registration Techniques. In: Procs CAOS; 2002. p. 295.
5. Brendel B, Winter S, Rick A, Stockheim M, Schmieder K, Ermert H. Registration of 3D CT- and ultrasound-datasets of the spine using bone structures. *Comput Aided Surg* 2002;7:146–155.
6. Winter S, Brendel B, Illerhaus B, Al-Amin A, Ermert H, Schmieder K. Parametrisierung evolutionärer Strategien für die Registrierung von Wirbelknochen in Ultraschall und CT-Daten. In: Procs BVM. Springer; 2004. p. 304–308.
7. Brendel B, Winter S, Ermert H. A simple and accurate calibration method for 3D freehand ultrasound. *Biomedizinische Technik* 2004;49(2,2):872–873.