Multimodale nicht-rigide Registrierung von Ultraschall und MR Bilddaten unter Verwendung eines biomechanischen Modells

J.F.Verhey[1], A. Ludwig[2], J. Rexilius[4], S.K. Warfield[4], C. Mamisch[3], R. Kikinis[4], C.F. Westin[4], R. Seibel[3], O. Rienhoff[1]

[1]Abt. für Medizinische Informatik
[2]Abt. für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Universität Göttingen, 37075 Göttingen
[3]Abt. für Minimal Invasive Therapie
Universität Witten-Herdecke, 44799 Bochum
[4]Surgical Planning Laboratory
Brigham & Women's Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA, USA
Email: verhey@med.uni-goettingen.de

Zusammenfassung. Um neuartige minimalinvasive Behandlungsmethoden im Bereich der Computerunterstützung in der Chirurgie zu entwickeln, werden Magnetresonanztomographie und 3D Ultraschall Bilddaten miteinander kombiniert. Damit soll die hohe mögliche Auflösung von Ultraschall Bilddaten speziell für Strukturen im Weichgewebe verbunden werden mit Vorteilen von MR Bilddaten in den Bereichen Positionierungsgenauigkeit und der Möglichkeit, die knöchernde Basis darzustellen. Bisherige Ansätze verwenden in diesem Bereich noch keine Registrierungsmethoden, die auf biomechanischen Modellen beruhen. Im vorliegenden Bericht wird über erste Ergebnisse einer Methode berichtet, die ein biomechanisches Modell basierend auf einem linear elastischen Modell zur Bildfusion von MR und Ultraschall Bilddaten verwendet.

1 Einleitung

Visualisierungssysteme zu vervollständigen ist Ziel vieler medizinischer Anwendungen im Bereich der Computerunterstützung in der Chirurgie (Computer Assisted Surgery = CAS). Um neuartige minimalinvasive Behandlungsmethoden im Bereich der CAS zu entwickeln, kombinieren wir MR und 3D-Ultraschall (3D-US) Bilddaten miteinander. Speziell für Strukturen im Weichgewebe ist die mögliche Auflösung des Ultraschalls dem MR überlegen [5]. Im Vergleich zum Ultraschall besitzen MR Bilddaten eine höhere Positionierungsgenauigkeit und eine bessere Darstellbarkeit im Bereich der knöchernden Strukturen. Die Vorteile beider Verfahren sollen zusammengeführt werden.

Derzeit gibt es nur wenige Veröffentlichungen, die sich mit dem Problem rigider oder nicht-rigider Registrierung von MR und Ultraschalldaten befassen. Eine Zusammenschau findet sich z.B. in [2] und neueste Entwicklungen z.B. in [4].

Da die anatomischen Strukturen im Weichgewebe besonders des Kopf-Hals-Bereichs sehr komplex sind, besteht dort ein erhöhter Bedarf an präzisen bildgebenden Verfahren. Zusätzlich gibt es speziell im Gesichtsbereich auch ästhetische Gründe, möglichst minimalinvasive Verfahren zu entwickeln, um mittels bildgebender Verfahren Veränderungen im Weichgewebe schonend zu therapieren.

2 Methode

MR und Ultraschall Bilddaten aus dem Kopf-Hals-Bereich werden konventionell unabhängig voneinander aufgenommen. Der Registrierungsprozeß kann als Optimierungsproblem definiert werden, das zur Aufgabe hat, die Deformationsenergie zwischen zwei Bildern, Referenzbild und Vorlage, zu minimieren. Ausschließlich affine Transformationen werden verwendet, um die Effekte von Verschiebung, Drehung und unterschiedlicher Skalierung zu minimieren. Dies geschieht manuell unter Verwendung der Software 3D Slicer [1]. Die anatomischen Strukturen werden bis auf wenige Millimeter lokaler Verschiebung zur Deckung gebracht. Mit adaptiven Filtertechniken [6] wird dann das Signal-Rausch-Verhältnis der Ultraschall Bilddaten optimiert.

Das Verschiebungsfeld, das die anatomischen Strukturen beider Bilder zur Dekkung bringt, kann dann unter diesen Voraussetzungen beschrieben werden durch das Theorem der minimalen potentiellen Energie E. Wir suchen dann im Volumen Ω die Deformation *u*, die die folgende Gleichung [7] minimiert:

$$E(\mathrm{u}) = \frac{1}{2}\int_{\Omega} \sigma^T \varepsilon \, d\Omega - \int_{\Omega} \mathrm{u}^T F \, d\Omega \tag{1}$$

Dabei ist F die für die Deformation u verantwortliche externe Kraft. σ ist die Spannung, die die (lokale) Streckung ε verursacht. Die Beziehung zwischen σ und ε kann elastomechanisch beschrieben werden durch $\sigma = D\varepsilon$. D ist dabei die Elastizitätsmatrix. Weil es sich bei den ausgewählten anatomischen Regionen fast ausschließlich um Muskelgewebe handelt, sind die Gewebeparameter in D für das biomechanische Modell homogen vorgegeben. Die Minimierung der potentiellen Energie E ist der eigentliche Registrierungsprozeß. Er gliedert sich in zwei Schritte, die im folgenden skizziert werden und in [3] ausführliche beschrieben sind.

Suche nach Strukturen in den Bilddaten: Unter der Verwendung eines kantenerhaltenden Glättungsfilters werden Bildpunkte aus dem Referenzbild ausgewählt. Das Verschiebungsfeld wird dann an diesen wenigen (= sparse) Bildpunkten geschätzt.

Interpolation mittels eines linear elastischen Modells (LEM): Unter Verwendung der Verschiebungsfelder aus dem Sparse-Tensor des Referenzbildes wird die Ähnlichkeit zum Vorlagenbild ermittelt durch eine lokale normalisierte Kreuzkorrelation. Die resultierende Schätzung des Verschiebungsfeldes wird als Randbedingung für die Lösung eines LEM verwendet, um die Interpolation zu berechnen.

Die oben beschriebene Methode ist an Daten aus den Halsbereich getestet worden.

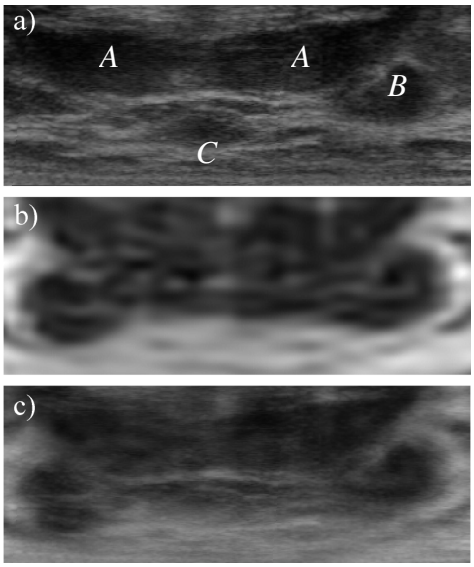

Abb. 1:

a) Frontalschnitt durch den Mundhöhlenboden in Höhe der vorderen Molarenregion, Ultraschallaufnahme A: M. geniohyoideus, B: M. digastricus; C: Panniculus adiposus

b) MR Schnittbild der selben Region wie in a). Die unscharfe Darstellung kommt zustande durch die Filterung sagittaler Schichtaufnahmen.

c) registrierte Aufnahme aus Ultraschall-Schnittbild a) und MR-Schnittbild b)

3 Ergebnisse

In Abb. 1 a) und b) sind zwei ausgewählte Frontalschnittbilder durch den Mundhöhlenboden in Höhe der vorderen Molarenregion gezeigt. In Abb. 1 a) ist deutlich die Deformation der Weichgewebsstrukturen des M. gastricus am linken Bildrand zu sehen. Der M. gastricus am rechten Bildrand ist demgegenüber nur gering deformiert. Die unscharfe Darstellung in Abb. 1 b) kommt zustande durch die Filterung sagittaler Schichtaufnahmen einer Schichtdicke von 2mm.

In Abb. 1 c) ist die nach dem oben beschriebenen Verfahren entstandene registrierte Schichtbildaufnahme gezeigt. Sie weist Elemente sowohl des Ultraschall-, als auch der MR-Frontalschnittbildes auf. Besonders deutlich ist dies zu sehen im M. gastricus am rechten Bildrand und im Bereich der Panniculus adiposus. Im ersteren Fall zeigt die Darstellung in Abb 1 c) im Vergleich zum Ultraschallbild Informationen aus dem MR-Frontalschnittbildes. Demgegenüber ist die Darstellung im Bereich des Panniculus adiposus in der Ultraschallaufnahme detaillierter, was im registrierten Bild deutlich zu sehen ist.

4 Resumée

MR ist eine Aufnahmetechnik für alle anatomischen Regionen, die nahezu deformationsfreie 3D Bilddatensätze liefert. Die Ultraschall Technik liefert Bilddaten-

sätze, die speziell im Weichgewebe eine höhere Auflösung zeigen. Im Weichgewebe ermöglicht der Ultraschall daher häufig eine bessere Diagnose. Ultraschall Bilddatensätze zeigen aber im Gegensatz zu MR Bilddatensätzen verzerrte und verschobene anatomische Strukturen, weil durch die Aufnahmetechnik das zu untersuchende Gewebe deformiert wird.

Das resultierende Bild in Abb. 1 c) zeigt, daß die verwendete Methode mit lokal leicht deformierten Gewebestrukturen verwendet werden kann. Für Bereiche mit stark deformierten Gewebestrukturen in der Ultraschalldarstellung ist diese Methode hingegen nicht geeignet wie am M. gastricus am linken Bildrand der Abb. 1 zu sehen.

Zusammenfassend läßt sich folgendes sagen:

1.) Bei der Aufnahme der Ultraschalldaten wird das Weichgewebe in der Regel stark deformiert. Zukünftige Aufnahmetechniken ermöglichen es unter Umständen, deformationsfrei Daten zu akquirieren oder aber Verzerrungen mittels externer Marker zurückzurechnen.

2.) Die Anwendung adaptiver Filtertechniken ist nothwendig, weil das Signal-Rausch-Verhältnis der Ultraschalldaten die Qualität von MR Bilddaten bei weitem nicht erreicht. Es ist bisher schwierig, in den Ultraschalldaten anatomische Strukturen zu finden, die sich mit korrespondierenden Strukturen in den MR Bilddaten zur Deckung bringen lassen. Da das Deformationsfeld nur an sehr wenigen Punkten berechnet wird, werden viele Bildpunkte daher falsch zugeordnet.

Bisher ist das Modell daher auf Ultraschalldaten mit niedrigem Deformationsgrad und hoher Bildqualitaet beschraenkt. Mit dem vorliegenden ersten Test des Verfahrens mit wenigen Datensätzen, lassen sich noch keine Aussagen über die Genauigkeit treffen. Dies ist sicherlich Aufgabe weiterer Untersuchungen mit dem vorgestellten Verfahren.

5 Literatur

1. Gering D, Nabavi A, Kikinis R, et al.: An Integrated Visualization System for Surgical Planning and Guidance using Image Fusion and Interventional Imaging. Proc. of 2nd Int. Conf On Med. Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 1999, 809-819, 1999.
2. Maintz JBA, Viergever M: A survey of medical image registration. Med. Image Anal. 2(1), 1-36, 1998
3. Rexilius J, Warfield SK, Guttmann CRG, et al.: A Novel Nonrigid Registration Algorithm and Applications. Proc. of 4th Int. Conf. On Med. Image Computing an Computer Assisted Intervention (MICCAI) 2001:923-931, 2001.
4. Roche A, Pennec X, Malandain G, et al: Rigid Regsitration of 3-D Ultrasound With MR Images: A new Approach Combining Intensitz and Gradient Information. IEEE Trans Med. Imaging 30(10): 1038-1049, 2001
5. Sader R, Norer B, Horch HH: Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik im Kopf-Hals-Bereich, Einhorn-Presse, Reinbeck, 2001
6. Westin CF et al.: Affine Adaptive Filtering of CT data. Medical Image Analysis; 4:161-177, 2001.
7. Zienkewickz O, Taylor R: The finite Element Method, John Wiley & Sons, 2000