

Nichtlineare Registrierung von Gefäßmodellen aus MR/CT mit intraoperativem 3D Ultraschall

Thomas Lange, Sebastian Eulenstein, Michael Hünerbein und
Peter-Michael Schlag

Klinik für Chirurgie und Chirurgische Onkologie,
Charité - Universitätsmedizin Berlin, 13125 Berlin
Email: lange_t@rrk.charite-buch.de

Zusammenfassung. In diesem Beitrag stellen wir ein nichtlineares Registrierungsverfahren vor, das es ermöglicht präoperative CT/MR Daten der Leber mit intraoperativen 3D Powerdoppler Ultraschall(US)-Aufnahmen automatisch zu registrieren ausgehend von einer groben starren Vorregistrierung. Das Verfahren ist durch seinen hybriden Ansatz, bei dem präoperativ extrahierte Gefäßmittellinien direkt mit Grauwertdaten korreliert werden, schnell genug, um intraoperativ eingesetzt werden zu können. Mittels eines Navigationssystems, das die relative Lage des 3D Ultraschall Transducers und der chirurgischen Instrumente bestimmt, ist es durch die Registrierung möglich, die chirurgischen Instrumente in Relation zu präoperativen Planungsdaten zu navigieren.

1 Einleitung

Mehrere Systeme wurden in den letzten Jahren entwickelt [1,2,3], die eine präoperative Planung von Resektionen der Leber für die chirurgische Entfernung von Tumoren oder für Transplantationen erlauben. Die computergestützte präoperative Planung von Leberoperationen basierend auf CT oder MR Aufnahmen kann vor allem in komplizierten Fällen als Entscheidungshilfe dienen und die Operation sicherer machen. Ein offenes Problem stellt allerdings die präzise Umsetzung einer solchen Planung dar. Da es in der Regel zu Deformationen der Leber zwischen der präoperativen Bildgebung und der Operation kommt, ist es notwendig, intraoperativ die Lage und Form der Leber zu erfassen. Eine Möglichkeit ist, Punkte auf dem während der OP zugänglichen Teil der Leberoberfläche zu messen und diese mit der Leberoberfläche aus den präoperativen Daten zu registrieren. In [4] werden die Punkte intraoperativ mittels navigiertem Instrument aufgenommen, in [5] hingegen mittels eines Laser-Oberflächenscanners. In beiden Fällen wird der Iterative Closest Point (ICP) Algorithmus [6] zur starren Registrierung verwendet. Nichtlineare Transformationen werden hingegen in [7] benutzt, jedoch sind die gezeigten Ergebnisse wenig überzeugend. Es ist grundsätzlich fraglich, ob Deformationen in der Tiefe der Leber allein aufgrund der Deformation der Oberfläche berechnet werden können. Erfolg versprechender ist es tief liegende Strukturen mittels intraoperativer Bildgebung abzubilden und mit den präoperativen Daten nichtlinear zu registrieren. Intraoperativer 3D

Ultraschall (US) ist eine flexible, schnelle, strahlungsfreie und relativ preiswerte Möglichkeit.

Für die Registrierung von MR/CT Daten mit US wurden sowohl voxelbasierte als auch merkmalsbasierte Verfahren publiziert. Für Leberdaten wurden zwei voxelbasierte Verfahren [8,9] vorgestellt, die speziell für Gefäße adaptiert sind, da diese in Bilddaten der Leber einen hohen Kontrast aufweisen, insbesondere bei Verwendung von Kontrastmittel oder Powerdoppler US. Allerdings werden bei diesen beiden Verfahren nur starre Transformationen verwendet. Eine Erweiterung auf nicht starre Transformationen kann z.B. mittels Multilevel B-splines [10] wie in [11] erfolgen. Allerdings wurde ein solches Verfahren noch nicht auf US-Daten angewendet und ist aufgrund seiner langen Rechenzeit für den intraoperativen Einsatz nicht geeignet.

In [12] wird ein merkmalsbasierter Ansatz vorgestellt, bei dem Punkte auf Gefäßmittellinien und auf der Leberoberfläche manuell extrahiert und diese dann starr mittels Iterative Closest Point (ICP) Algorithmus registriert werden. Eine Möglichkeit automatisch extrahierte Gefäßmittellinien nicht starr mittels B-Splines zu registrieren, haben wir in [13] vorgestellt.

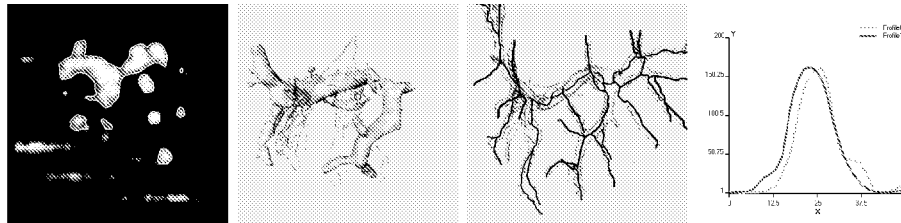
Ein sehr schnelles hybrides Verfahren wird von Aylward et. al. verwendet [14]. Bei diesem Verfahren werden aus den präoperativen Daten die Mittellinien und Radien der Lebergefäße extrahiert und diese mit Hilfe einer speziellen Ähnlichkeitsmetrik direkt starr in die Grauwertdaten der US-Aufnahme transformiert. Eine Variante mit stückweise starren und elastischen Transformationen wurde vor kurzem vorgestellt und ein vielversprechendes Registrierungsergebnis eines prä- und postoperativen MR-Datensatzes des Hirns gezeigt [15]. In unserem ebenfalls hybriden Verfahren wird eine Kombination von ICP Algorithmus und Multilevel B-Splines ähnlich wie [16] verwendet. Die Berechnung anatomisch korrespondierender Punkte zwischen Gefäßmittellinien und Grauwertdaten erfolgt durch Auswertung von Grauwertprofilen senkrecht zu den Mittellinien.

2 Methoden

Lebergefäße weisen in 3D Powerdoppler Ultraschall und Kontrastmittel verstärkten CT- oder MR- Aufnahmen einen hohen Kontrast auf (siehe Abb. 1). Die Grundidee ist deshalb, in einem iterativen Prozess, die Mittellinien der Gefäße aus den präoperativen Daten in die intraoperativen US-Daten einzupassen. In jedem Iterationsschritt wird für jeden Knoten der Mittellinien ein Verschiebungsvektor berechnet und für das resultierende Verschiebungsvektorfeld eine approximierende B-Spline Funktion berechnet. Die Gitterweite des B-Spline Kontrollgitters wird sukzessive halbiert, sobald mit der aktuellen Gitterweite keine Verbesserungen mehr erzielbar sind.

Vor der Operation (OP) werden die Gefäßmittellinien mittels eines Skelettierungsalgorithmus aus den segmentierten CT/MR-Aufnahmen extrahiert. Als erstes werden während der OP die portalvenösen Gefäße mittels 3-4 manuell bestimmter Landmarkenpaare grob starr vorregistriert. Anschließend werden zunächst, ähnlich dem ICP-Algorithmus, so lange aus den Verschiebungsvektoren

Abb. 1. (a) Umrandete LeberGefäße in einer 3D Powerdoppler-US Schicht. (b) 3D Darstellung der Portal- und Lebervenen (transparent) einer Powerdoppler US Aufnahme. (c) Mittellinien der Gefäße des gleichen Patienten aus einer CT-Aufnahme. (d) PD-Ultraschall Grauwerte entlang zweier 2,5 cm langer senkrecht zueinander stehender Profile in einem Punkt auf einer Gefäßmittellinie.



ren starre Transformationen berechnet und angewendet, bis sich keine Verbesserungen mehr erzielen lassen. Erst danach werden B-Spline Transformationen zugelassen.

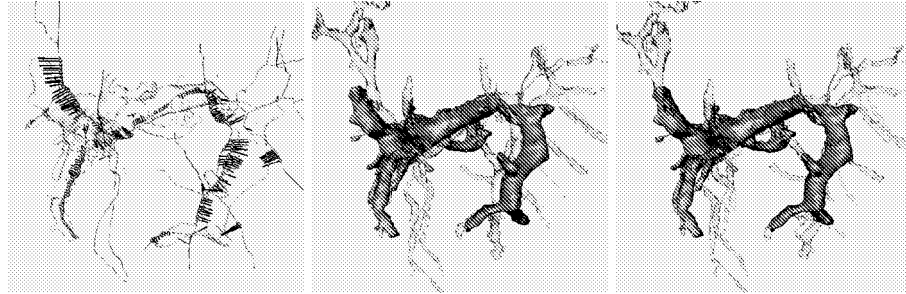
Die Verschiebungsvektoren werden aus Grauwertprofilen senkrecht zu den Mittellinien berechnet ((siehe Abb. 1). Für jeden Knoten werden in der Ebene senkrecht zur entsprechenden Mittellinie in 6 Richtungen, die sich um 30 Grad voneinander unterscheiden, die US-Grauwerte entlang dieser Richtungen extrahiert. In jedem dieser 6 Grauwertprofile wird nun ein Punkt gesucht, der einem korrespondierenden Gefäßmittelpunkt entspricht. Aus diesen 6 verschiedenen Verschiebungen wird durch Mittelung ein gemeinsamer Verschiebungsvektor berechnet.

Da die Gefäße in Powerdoppler-US Aufnahmen hell erscheinen, wurde auf den Profilen nach hellen Abschnitten gesucht, die einen Schwellenwert überschreiten. Von diesen hellen Abschnitten wird der Maximalwert als Mitte des Gefäßes angenommen und somit der Verschiebungsvektor festgelegt. Außerdem wird an dem gefundenen Maximum geprüft, ob die Gefäßstruktur in den Grauwertdaten eine ähnliche Richtung aufweist, wie die Gefäßmittellinie aus den präoperativen Daten. Die Berechnung der Richtung erfolgt mittels Eigenvektorbestimmung der Hessematrix. Falls es einen hellen Grauwertabschnitt nicht gibt, dieser nicht eindeutig ist oder die Richtung zu stark abweicht, wird für den Knoten kein Verschiebungsvektor bei der Berechnung der B-Spline Transformation berücksichtigt.

3 Ergebnisse

Bisher haben wir den Algorithmus auf Datensätzen von 3 Patienten angewendet. Die mit Kontrastmittel verstärkten präoperativen Daten waren in zwei Fällen MR-Daten mit 2,5 mm Schichtabstand und in einem Fall CT-Daten mit 2 mm Schichtabstand. Die 3D Powerdoppler US-Aufnahmen wurden mit einem Voluson 730 von Kretztechnik akquiriert, wobei zwei der Aufnahmen transkutan und eine intraoperativ aufgenommen wurde. Aufgrund der hohen Originalauflösung der US-Volumina konnte die Auflösung isotrop auf 1mm resampled werden. Vor

Abb. 2. (a) Beispiel für Verschiebungsvektoren. Ergebnis des Registrierungsalgorithmus nach starrer (b) und nach B-Spline Transformation (c). Die Gefäße aus den präoperativen Daten sind transparent, die aus den US-Daten opak dargestellt.



allem die transkutanen US-Aufnahmen wiesen Artefakte durch die Pulsation des Herzens auf, die grob in 1-2 Minuten Interaktionszeit weggeschnitten wurden. Die Laufzeit des Algorithmus betrug 2-3 Minuten, allerdings ist die Implementation noch nicht optimiert. Die Ergebnisse wurden visuell evaluiert, in dem kontrolliert wurde, ob Gefäßabschnitte aus der präoperativen Bildgebung Gefäßabschnitten in den US-Daten korrekt zugeordnet wurden. Bei zwei der Patienten lieferte der Algorithmus bis auf kleine Abweichungen korrekte Ergebnisse (siehe Abb. 2). Die Abweichungen kamen vor allem durch Gefäßenden zustande, die eine ähnliche Richtung wie die korrekt zugeordneten Gefäße aufwiesen. Bei einem der Patienten lieferte der Algorithmus für einen Teil der Gefäße keine korrekten Ergebnisse, da es in den Powerdoppler-US Daten einen größeren Bereich mit Artefakten durch Herzpulsation gab.

4 Diskussion und Schlussfolgerung

Der vorgestellte Ansatz ähnelt dem kürzlich von Jomier et al. veröffentlichtem. Er unterscheidet sich hinsichtlich der verwendeten nichtlinearen Transformationsklasse und der Berechnung der Verschiebungsvektoren. Jomier et al. verwenden beispielsweise keine Grauwertprofile und keine Richtungsinformationen aus der Hessematrix, sondern Gradienteninformation direkt an der Stelle des betrachteten Punktes einer Gefäßmittellinie. Da Jomier et al. ihr Verfahren auch noch nicht ausführlich evaluiert haben, wäre ein quantitativer Vergleich der beiden Verfahren sehr interessant, insbesondere für US-Daten der Leber. Die ersten Erfahrungen mit unserem Verfahren sind viel versprechend. Verbesserungspotential gibt es noch bei der Robustheit des Verfahrens. Mit Hilfe der Hessematrix könnte geprüft werden, ob es sich an der im US untersuchten Stelle um eine zylinderförmige Struktur mit dem entsprechenden Radius handelt. Diese Maßnahme könnte die Probleme mit Pulsationsartefakten und kleineren Abweichungen lösen. Zusätzlich soll eine automatische Artefaktreduktion implementiert werden, die vor dem Registrierungsprozess erfolgen soll. Außerdem werden wir das Verfahren genauer und ausführlicher evaluieren. Es soll vor allem auch unter-

sucht werden, mit welcher Genauigkeit Strukturen registriert werden, die nicht zur Bestimmung der B-Spline Transformation genutzt wurden, wie z.B. die Lebervenen oder die Leberoberfläche.

Literaturverzeichnis

1. Selle D, Preim B, Schenk A, et al.: Analysis of Vasculature for Liver Surgery Planning. *IEEE Trans Med Imaging* 21(11):1344–1357, 2002.
2. Soler L, Delingette H, Malandain G, et al.: Fully automatic anatomical, pathological and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery. *Comput Aided Surg* 6(3):131–142, 2001.
3. Glombitza G, Lamadé W, Demeris Am, et al.: Virtual Planning of liver resections: image processing, visualization and volumetric evaluation. *Int J Med Inf* 53(2-3):225–237, 1999.
4. Herline AJ, Herring JL, Stefansic JD, et al.: Surface Registration for Use in Interactive, Image-Guided Liver Surgery. *Comput Aided Surg* 5:11–17, 2000.
5. Cash DM, Sinha TK, Chapman WC, et al.: Incorporation of a laser range scanner into image-guided liver surgery: Surface acquisition, registration, and tracking. *Med Phys* 30(7): 1671–1682, 2003.
6. Besl PJ, McKay, ND. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell* 14(2): 239–256, 1992.
7. Masutani Y, Kimura F. Modally Controlled Free Form Deformation for Non-rigid Registration in Imaged-Guided Liver Surgery. *Procs MICCAI* 01:1275–1278, 2001.
8. Porter BC, Rubens DJ, Strand JG, et al.: Three-dimensional registration and fusion of ultrasound and MRI using major vessels as fiducial markers. *IEEE Trans Med Imaging* 15(4): 354–359, 2001.
9. Penney GP, Blackall JM, Hamady MS, et al.: Registration of freehand 3D ultrasound and magnetic resonance liver images. *Med Image Anal* 8(1): 81–91, 2004.
10. Lee S, Wolberg G, Shin SY: Scattered Data Interpolation with Multilevel B-Splines. *IEEE Trans Visual Comput Graphics* 3(3): 228–244, 1997.
11. Rohlfing T, Maurer CR, Bluemke DA, et al.: Volume-preserving nonrigid registration of MR breast images using free-form deformation with an incompressibility constraint. *IEEE Trans Med Imaging* 22(6): 730–741, 2003.
12. Penney GP, Blackall JM, Hayashi D, et al.: Overview of an ultrasound to CT or MR registration system for use in thermal ablation of liver metastases. *Procs Medical Image Understanding and Analysis (MIUA)* 2001.
13. Lange T, Eulenstein S, Hünerbein M, et al.: Vessel Based Non-Rigid Registration of MR/CT and 3D Ultrasound for Navigation in Liver Surgery. *Procs CURAC* 2003.
14. Aylward SR, Jomier J, Weeks S, et al.: Registration and Analysis of Vascular Images. *Int J Computer Vision*. 55(2-3): 123–138, 2003.
15. Jomier J, Aylward SR. Vessel to Image Registration using Rigid and Elastic Transformations. *Procs MICCAI* 03: In Press.
16. Z. Xie and G. E. Farin: Deformation With Hierarchical B-Splines. *Procs Mathematical Methods in Computer Aided Geometric Design* 2001, 545–554.