

2D-3D Registrierung von Gefäßbildern

Ein Beitrag zur Realisierung von 3D-gestützten Katheterinterventionen

Martin Groher

Institut für Informatik
Technische Universität München
groher@in.tum.de

Abstract: Die 2D-3D Registrierung von Gefäßbilddaten stellt ein zentrales Problem von computergestützten medizinischen Eingriffen dar. Insbesondere in Unterleibsregionen wird diese Aufgabe zusätzlich durch Atmungsverzeichnungen erschwert, die eine Deformation der Anatomie des Patienten verursachen. In diesem Beitrag werden folgende grundlegende Neuerungen behandelt: Zum einen wird ein Verfahren vorgestellt, das die globale Stellung eines präoperativ akquirierten 3D Patientenvolumens zu einem 2D Angiogramm (Gefäßröntgenbildes) robust schätzt. Diese Methode passt sich den unterschiedlichen Gefäßdarstellungen in 2D und 3D iterativ an und ermöglicht somit eine sehr robuste rigide Registrierung in deformierter Anatomie verglichen zu Algorithmen aus der Literatur. Zum anderen wird zum ersten Mal gezeigt, dass eine deformierbare Registrierung von 3D Gefäßen zu nur einem Projektionsbild möglich ist. Hierfür wird der Raum möglicher Transformationen durch physikalisch sinnvolle Vorgaben so eingeschränkt, dass selbst Aussagen in Projektionsrichtung getroffen werden können. Durch Evaluationen auf synthetischen und Patientendatensätzen wird die praktische Anwendbarkeit der vorgestellten Verfahren veranschaulicht.

1 Einführung

In modernen Kliniken sind minimal-invasive Eingriffe an Patienten zur Routine geworden, da hierbei Rekonvaleszenz sowie Mortalitätsrate im Vergleich zu herkömmlichen Operationsmethoden erheblich verringert werden können. Bei diesen Eingriffen werden durch kleine Schnitte Instrumente in den Patienten eingeführt und mithilfe intraoperativer Bildgebung durch die Anatomie navigiert; wird eine pathologische Region erreicht kann dann eine lokale Therapie stattfinden, ohne den Patienten durch größere chirurgische Eingriffe zu belasten.

Insbesondere die Gefäßbildgebung (die sogenannte Angiographie) spielt hierbei eine wichtige Rolle, da buchstäblich alle Regionen des Körpers über Gefäße und somit darin befindlicher Katheter erreicht werden können. Sehr oft wird bei minimal-invasiven Eingriffen zur vorherigen Diagnose ein 3D Gefäßvolumen vom Patienten akquiriert, das sich sehr gut zur Navigation solcher Katheter eignen würde, da umgebende Anatomie in hoher Auflösung von allen Blickwinkeln angezeigt werden kann, siehe Abb. 1(a). Während der Navigation werden zur Beobachtung des injizierten Katheters allerdings nur

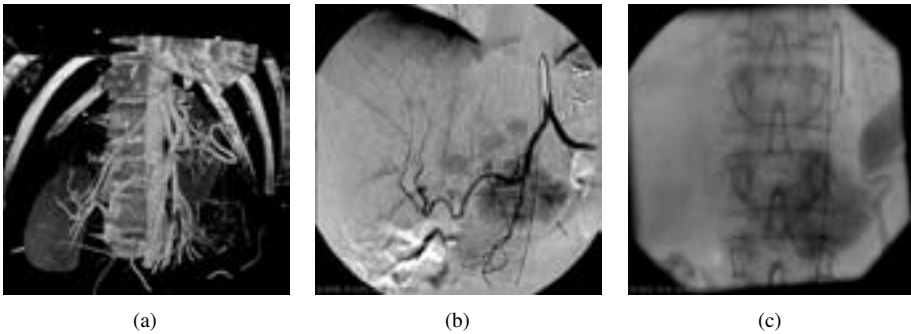


Abbildung 1: 1(a) 3D computertomographisches Volumen Gefäßsystem und Knochenstrukturen - Vor der Wirbelsäule ist die Hauptschlagader (Aorta) in der Mitte dargestellt, von der aus kleinere Arterien zu allen Organen abgehen (z.B. Nieren, wie unten links im Bild dargestellt); 1(b) Angiogramm mit Lebergefäßen in schwarz dargestellt, der Pfeil zeigt auf die Tumorregion; 1(c) Bild einer 2D Röntgensequenz, in dem Knochenstrukturen, Katheter aber keine Gefäße sichtbar sind

2D Röntgenprojektionen des Patienten aufgenommen, um die Strahlenbelastung für Patienten und Arzt möglichst gering zu halten. Darüber hinaus können Gefäße nur durch Injektion eines sogenannten Kontrastmittels unter Röntgenbestrahlung visualisiert werden, wie in dem *Angiogramm* in Abb. 1(b) dargestellt. Das Kontrastmittel hat allerdings bei wiederholter Anwendung einen toxischen Effekt auf den Patienten, wodurch Ärzte zumeist auf Röntgenbildfolgen navigieren, in denen nur Katheter und Knochenstrukturen sichtbar sind, siehe Abb. 1(c). Dabei muss der Arzt die momentane Position des Katheters in der Röntgenbildfolge immer wieder mit der Position des im 2D Angiogramm dargestellten Gefäßsystems abgleichen.

Ambiguitäten in projizierten Ansichten, sowie "blindes" Navigieren durch ein nicht sichtbares Gefäßsystem haben Informatiker dazu angehalten Verfahren zur sogenannten *2D-3D Registrierung* zu entwickeln, die das 3D Volumen so in Relation mit den 2D Projektionen bringen, dass Instrumente in den Raum zurückprojiziert werden können und somit eine computergestützte 3D Navigation angeboten werden kann, siehe Abb. 2(a). Dadurch kann die Präzision der Navigation erheblich verbessert werden, und Röntgenbelastung für Arzt und Patient ließe sich verringern.

Insbesondere in Bereichen des Gehirns haben sich Informatikforscher in den letzten 2 Jahrzehnten ausgiebig mit dem Thema der 2D-3D Registrierung von Gefäßbildern beschäftigt [ALP94, KBM⁺99, HPM⁺03]. Für Unterleibsregionen ist jedoch vergleichsweise wenig Literatur vorhanden, da bei der durchzuführenden Registrierung erschwerend hinzukommt, dass sich die Gefäßsysteme des Patienten lokal bewegen (deformieren) können, beispielsweise durch Atmung. Ziel der hier beschriebenen Dissertation [Gro08] war es, einen allgemeinen Registrieralgorithmus zu entwickeln, der auch in Regionen mit lokalen Deformationen gute Ergebnisse liefert; darüber hinaus sollten die durch Patientenbewegung entstandenen Deformationen automatisch bestimmt und kompensiert werden können.

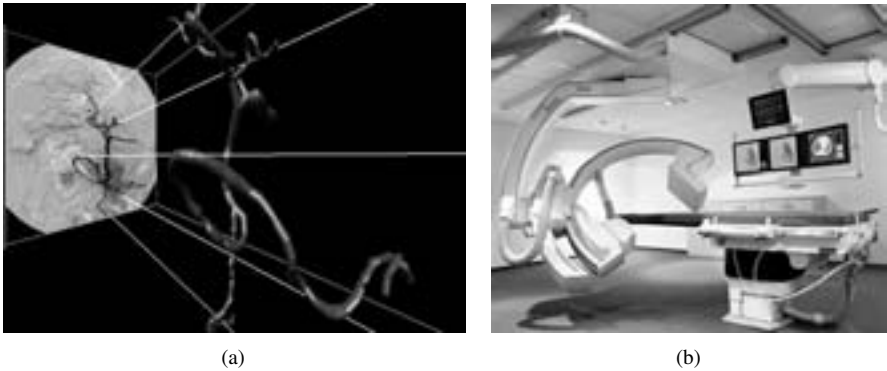


Abbildung 2: 2(a) Illustration des Szenarios, eine 3D Gefäßstruktur (im Vordergrund) soll zu einem 2D Angiogramm registriert werden (links im Bild), sodass die Gefäßstrukturen überlagern; die weißen Linien visualisieren Projektionsstrahlen. 2(b) Röntgen C-Bogen zur intraoperativen Bildgebung. 2D Angiogramme und Röntgenbildsequenzen werden mit diesen Geräten akquiriert.

2 2D-3D Registrierung

Gegeben ein 3D Volumen sowie ein zugehöriges 2D Bild derselben Anatomie. Das 2D Bild entsteht durch eine perspektivische Projektion des Objekts mittels eines sogenannten Röntgen C-Bogens (siehe Abb. 2(b)), was mathematisch durch ein Lochkameramodell [HZ03] modelliert werden kann. Da wir dieses in diesem Beitrag nicht eingehender untersuchen werden, soll es im folgenden mit einer Abbildungsvorschrift $f : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^2$ abgekürzt werden, die jedem Punkt in 3D eine Pixelposition in 2D zuordnet.

Aus Bild und Volumen werden nun anatomische Merkmale extrahiert. Wir konzentrieren uns hier ausschließlich auf die Extraktion von Gefäßen, welche durch ihre Mittellinie und einen Radius charakterisiert werden können. Gefäßsysteme werden als Baumstrukturen dargestellt, siehe Abschnitt 3.

Diese sollen jetzt registriert werden, d.h. man muss a) eine Zuordnung finden welches Merkmal in 3D zu welchem in 2D gehört und b) eine 3D Transformation φ bestimmen, womit die Merkmale so im Raum angeordnet werden können, dass sie in der Projektion mit ihren korrespondierenden 2D Merkmalen überlagern. Hierbei sollte angemerkt werden, dass durch die Projektion eine Dimension verloren geht und es daher sehr schwierig ist Aussagen über eine mögliche Transformation in Projektionsrichtung zu treffen.

Die Transformation kann man in einen globalen (rigiden) und lokalen Anteil aufspalten, die üblicherweise separat voneinander geschätzt werden. Der globale Anteil φ_G wird durch eine Rotation $R \in SO(3)$ und Translation $t \in \mathbb{R}^3$ beschrieben, die die 3D Merkmale $X \in \mathbb{R}^3$ von einem Objekt- in ein Kamerakoordinatensystem linear transformieren, d.h. $\varphi_G(X) = RX + t$. Der lokale Anteil φ_L wird durch eine Deformationsfunktion $\varphi_L : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$ beschrieben, die die 3D Merkmale nichtlinear transformiert und meistens

sogenannten Glattheitskriterien unterliegt, um den Raum der erlaubten Transformationen auf physikalisch sinnvolle einzuschränken [Mod04].

Der Registrierungsprozess wird dann als Parameterschätzung formuliert, wobei eine Kostenfunktion $\mathcal{E}$, die abhängig von Transformationsparametern φ die Güte der momentanen Lösung misst, minimiert werden soll, also

$$\hat{\varphi} = \arg \min_{\varphi} \mathcal{E}. \quad (1)$$

2.1 Weiterer Aufbau

Im Folgenden wird kurz auf die Merkmalsextraktion in Gefäßbildern eingegangen, die eine sinnvolle Registrierung in Unterleibsregionen erst möglich macht. Des weiteren werden 2 neue Algorithmen vorgestellt, die Korrespondenzbeziehungen und globale Transformation, beziehungsweise eine lokale Transformation schätzen. Während der erste Algorithmus die momentan wahrscheinlich robusteste Methode zum Berechnen einer globalen Transformation aus Daten von Unterleibsregionen in der gesamten Literatur darstellt [GBHN07], kann der zweite Algorithmus als neue Modellierung eines sehr schwierigen Problems der projektiven Geometrie gesehen werden, nämlich der Berechnung eines räumlichen Deformationsfeldes aus nur einer Projektion. Durch diese Methode kann zum ersten Mal eine physikalisch sinnvolle lokale Transformation auf Gefäßbilddaten geschätzt werden, obwohl keine Information in Projektionsrichtung vorhanden ist [GZN09].

3 Extraktion von Gefäßstrukturen

Gefäße in 3D und 2D können als "Schlauchstrukturen" aufgefaßt werden, die durch Mittellinie und Radius charakterisiert sind.

Um diese aus Grauwertbildern zu extrahieren werden zuerst durch geeignete differentailgeometrische und morphologische Filter Schlauchstrukturen hervorgehoben bzw. Hintergrund und Bildrauschen unterdrückt [FNVV98]. Daraufhin können Gefäßstrukturen durch eine Schwellwertanalyse auf den Grauwerten segmentiert werden, d.h. alle Voxel/Pixel werden als einem Gefäß zugehörig oder Hintergrund klassifiziert. Auf diesem so entstandenen Binärbild bzw. -volumen extrahiert man die Mittellinie durch eine Analyse von Nachbarschaftsbeziehungen [PSB⁺01]. Diese Gefäßmittellinie wird diskretisiert, und an jedem Samplingpunkt kann der Radius bestimmt werden, indem die Distanz zu einem Voxel/Pixel auf der Kontur der Segmentierung errechnet wird. Um die Topologie des so entstandenen Gefäßbaumes zu bestimmen werden Verzweigungen durch ein "Flooding" zusammen mit einer Konnektivitätsanalyse detektiert [ZJP94].

Die dadurch entstandene Struktur kann als kreisfreier, ungerichteter Graph beschrieben werden, dessen Knoten einzelne Samplingpunkte auf der Gefäßmittellinie darstellen und ihr Grad Aufschluss über Verzweigungen gibt, siehe Abb. 3.

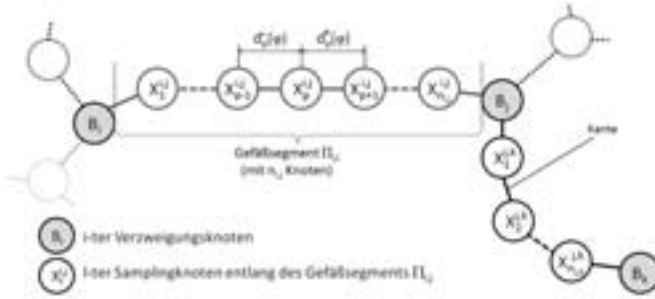


Abbildung 3: Verwendete Baumstruktur zur symbolischen Repräsentation von Gefäßbäumen

4 Robuste Globale 2D-3D Registrierung

Mittels der extrahierten 2D und 3D Baumstrukturen läßt sich eine globale Transformation φ_G durch den sogenannten "iterative closest point" (ICP) Algorithmus bestimmen [BM92], von dem wir gezeigt haben, dass er noch zusätzlich auf die spezielle Baumstruktur angepasst werden kann [GPJN06]. Prinzipiell wird hierbei zwischen einer Berechnung der Korrespondenzbeziehungen zwischen 2D und 3D Merkmalen und einer Schätzung der Parameter R, t alterniert. Ein 3D Merkmal korrespondiert zu dem 2D Merkmal, das den geringsten Euklidischen Abstand zur Projektion der 3D Merkmalsposition hat. Der Registrierungsprozess (1) kann nun folgendermaßen beschrieben werden:

$$(\hat{R}, \hat{t}, (\hat{m})_{i,j}) = \arg \min_{R, t, (m)_{i,j}} \sum_i \sum_j m_{ij} \|x_i - f(RX_j + t)\|^2, \quad (2)$$

wobei $X_j \in \mathbb{R}^3$ 3D, bzw. $x_i \in \mathbb{R}^2$ 2D Merkmalspositionen darstellen, und $m_{ij} = 1$, falls x_i zu X_j korrespondiert, andernfalls ist $m_{ij} = 0$.

Bei der 2D-3D Registrierung von Gefäßen hat sich allerdings gezeigt, dass durch perspektivische Überlagerungen, Atmungsverzeichnungen und unterschiedlicher Gefäßdarstellung in 3D bzw. 2D sehr viele fehlerhafte Korrespondenzen bestimmt werden, die den Registrierungsprozess erheblich stören können. Daher haben wir einen Algorithmus entwickelt, der sukzessive sogenannte "Outlier", also Merkmale, die kein korrespondierendes besitzen aus der Parameterschätzung ausschließt [GBHN07].

Dies wird erreicht, indem iterativ die Wahrscheinlichkeit bestimmt wird, dass ein 2D Pixel a) in einem Gefäß liegt und b) zusätzlich einen projizierten 3D Merkmalspunkt in der Nähe besitzt. Somit wird ein Wahrscheinlichkeitsbild aufgestellt, aus dem ein 2D Gefäßbaum extrahiert werden kann, der dem 3D Baum ähnlicher ist und eine darauf ausgeführte Optimierung der Kostenfunktion (2) zu einem verbesserten Ergebnis führt. Von einer ersten Schätzung der Parameter ausgehend kann nun in einem iterativen Prozess immer wieder

Methode	Fehler
Jomier 06 [JBvH ⁺ 06]	21.22
Groher 06 [GPJN06]	14.97
Groher 07 [GBHN07]	1.45

Tabelle 1: Durchschnittlicher Fehler (in Pixel) von je 200 Registrierungen auf 5 Patientendatensätzen

ein neues Wahrscheinlichkeitsbild bestimmt werden, dessen extrahierter Gefäßbaum wiederum zu einer neuen Schätzung verwendet wird, siehe Abb. 4. Falls sich die Parameter zwischen 2 Durchläufen nicht mehr stark ändern wird die Iteration abgebrochen.

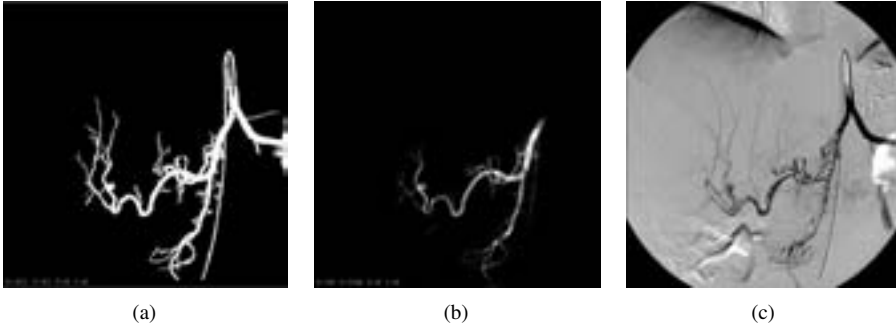


Abbildung 4: 4(a): Gefäßstruktur segmentiert aus Röntgenbild (vgl. Abb. 1(b)); 4(b): Wahrscheinlichkeitsbild am Ende der Iteration, 4(c): Überlagerung der registrierten 3D Struktur und dem 2D Röntgenbild

Um die Güte und Robustheit der Methode zu zeigen, wurden von einer Referenzregistrierung und 200 zufällig ausgewählten Parameterstartwerten Registrierungen durchgeführt, ein durchschnittlicher Fehler in Pixel bestimmt und dieser mit Algorithmen aus der Literatur verglichen. Ein Mittelwert wurde über 5 Patientendaten berechnet, um die Variabilität der Eingangsdaten miteinzubeziehen. Tab. 1 zeigt, dass die von uns vorgeschlagene Methode zum Zeitpunkt der Dissertation die besten Ergebnisse im Vergleich mit allen bekannten Techniken aus der Literatur bringt.

5 Lokale 2D-3D Registrierung

Nach der globalen 2D-3D Registrierung kann der 3D Gefäßbaum vom selben Blickwinkel betrachtet werden, mit dem das 2D Angiogramm akquiriert wurde. Allerdings können durch Atmungsbewegungen des Patienten lokale Deformationen in der Anatomie entstehen, die nicht durch ein globales Transformationsmodell zu bestimmen sind. Diese Deformationen können Abweichungen in 3D Gefäßstrukturen von bis zu 3cm verursachen [vSSG⁺07], deren Kompensation eine erfolgreiche 3D Navigation erst ermöglichen. Würde man nämlich Instrumente in 2D nach 3D zurückprojizieren, ohne lokale Transformationen zu berücksichtigen, könnte man nicht garantieren, dass sich das Instrument am richtigen Ort im Raum befindet und somit den Arzt bei der Navigation eher behindern anstatt sie ihm zu erleichtern.

Bei der Berechnung lokaler Transformationen wird ein Vektorfeld $\varphi_L : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$ bestimmt, das jedem Punkt im 3D Gefäßbaum eine neue Position so zuweist, dass sie mit

der Position des korrespondierenden Punktes nach der Deformation übereinstimmt. Da nach der Deformation nur ein einzelnes 2D Bild zur Verfügung steht, sind in unserem Szenario keine Informationen in Projektionsrichtung vorhanden, wodurch eine eindeutige Lösung für φ_L im Allgemeinen nicht existiert. Wir haben eine Methode entwickelt, die zum ersten Mal eine eindeutige Lösung zur lokalen 2D-3D Registrierung mit nur einem Projektionsbild liefert [GZN09]. Hierfür wird eine Kostenfunktion entwickelt, die folgende drei Terme enthält.

- *Datenterm*: Ähnlich zur globalen Registrierung wird ein sogenannter Datenterm dafür sorgen, dass 3D Merkmalspunkte $\mathbf{X}_i$ zu ihren korrespondierenden 2D Punkten $\mathbf{x}_i$ transformiert werden.¹
- *Längenerhaltung*: Da Gefäße in Gewebe eingebettet sind können sie ihre Länge nur sehr wenig verändern, was wir dadurch modellieren, dass der relative linke und rechte Abstand $d^-(\mathbf{X}_i, \varphi_{L,i}), d^+(\mathbf{X}_i, \varphi_{L,i})$ zwischen Samplingknoten $\mathbf{X}_i$ (siehe Abb. 3) und ihren Nachbarn in der 3D Graphensstruktur vor und nach der Transformation φ_L weitestgehend unverändert bleibt.
- *Glattheit*: Durch den sogenannten Diffusionsoperator $\|\nabla \varphi_L^{(x)}\|^2 + \|\nabla \varphi_L^{(y)}\|^2 + \|\nabla \varphi_L^{(z)}\|^2$ [WS01] bestrafen wir zusätzlich abrupte Änderungen im Deformationsfeld, um unnatürliche "Überlappungen" oder "Risse" im Feld zu vermeiden.

Nach der globalen Registrierung kann mit diesen drei Kriterien ein weiterer Schätzungsprozess gestartet werden, der mathematisch folgendermaßen formuliert wird:

$$\begin{aligned} \hat{\varphi}_L = \arg \min_{\varphi_L} & \underbrace{\sum_i \|\mathbf{x}_i - f(\mathbf{Y}_i)\|^2}_{\text{Datenterm}} + \underbrace{\alpha \left(\sum_i |d^-(\mathbf{X}_i, \varphi_{L,i})|^2 + |d^+(\mathbf{X}_i, \varphi_{L,i})|^2 \right)}_{\text{Längenerhaltung}} \\ & + \underbrace{\beta \left(\sum_i \|\nabla \varphi_{L,i}^{(x)}\|^2 + \|\nabla \varphi_{L,i}^{(y)}\|^2 + \|\nabla \varphi_{L,i}^{(z)}\|^2 \right)}_{\text{Glattheitsterm}}, \end{aligned}$$

wobei $\mathbf{Y}_i = \mathbf{X}_i + \varphi_{L,i}$. Die Parameter α, β regeln den Einfluss der jeweiligen Terme auf den Registrierungsprozess. Werte von 0.01, bzw. 0.1 haben auf synthetischen und realen Datensätzen gute Ergebnisse gebracht. Die Lösung dieser Optimierung wird durch ein Gradientenabstiegsverfahren ermittelt [GMW86].

Eine Analyse der Gefäßform nach der Registrierung hat gezeigt, dass nur durch diese drei Terme eine sinnvolle Transformation in allen drei Raumrichtungen berechnet werden kann, siehe Abb. 5. Auf drei Patientendatensätzen konnte mit unserer neuen Methode eine prozentuale Verbesserung des Fehlers (3D Euklidischer Abstand zwischen Referenz- und transformierten Gefäßstrukturen) von 18-50 % erreicht werden. Experimente unter

¹ Korrespondenzbeziehungen sind hierbei schon vorhanden, beispielsweise aus der zuvor durchgeführten globalen Registrierung

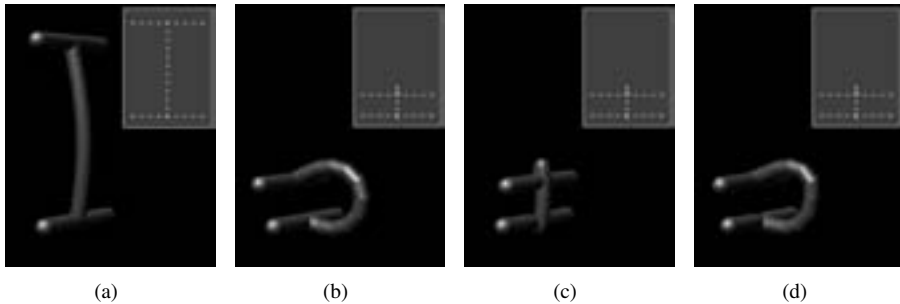


Abbildung 5: Illustration der lokalen 2D-3D Registrierung: Jedes Bild zeigt ein synthetisches Gefäßsystem mit einem Bild im Bild, das die Projektion desselben (mit einem Projektionszentrum rechts vorne gegenüber der 3D Struktur) zeigt. 5(a) Eingabesituation in 3D, 5(b) "ground truth" Situation (womit das 2D Eingabebild erstellt wurde), 5(c) Registrierung **ohne**, 5(d) **mit** Längenerhaltung und Glattheitsterm. Man beachte, dass die Struktur in 5(d) sehr ähnlich zur Referenzstruktur 5(b) ist, bei Verzicht auf Längenerhaltung und Glattheitsterm 5(c) aber keine sinnvolle Transformation errechnet werden kann.

Ausschluß der beiden Terme für Längenerhaltung und Glattheit haben eine weitaus geringere Verbesserung bzw. eine Verschlechterung des Fehlers ergeben [GZN09]. Mit diesem Algorithmus ermöglichen wir somit zum ersten Mal eine sinnvolle 2D-3D Registrierung von deformierbaren Strukturen mittels nur eines Projektionsbildes.

6 Ausblick

In diesem Beitrag wurde beschrieben, wie 3D Gefäßvolumina zu 2D Projektionsbildern derselben Anatomie registriert werden können. Diese Registrierung stellt einen wichtigen Schritt zur computergestützten Navigation in vielen Behandlungen dar, welche täglich in Kliniken durchgeführt werden. Es sollte hier noch angemerkt werden, dass durch die Registrierung eine Beziehung zwischen den Gefäßen hergestellt werden kann, also zwischen Strukturen der Bilder aus Abb. 1(a) und 1(b). Um eine computergestützte 3D Navigation zu ermöglichen, d.h. das in der 2D Röntgenbildsequenz (Abb. 1(c)) sichtbare Instrument durch die Registrierung in 3D zu visualisieren, muss zum einen eine Beziehung zwischen Bildern der Bildfolge zum 2D Angiogramm hergestellt werden und zum anderen das Instrument in der Bildfolge automatisch detektiert und verfolgt werden.

Durch eine Kompensation der sichtbaren Bewegungen zwischen Bildern der Bildfolge und 2D Angiogram [AGZ⁺08] und ein robustes "Tracking" des Instruments in Röntgenbildsequenzen [HGG⁺09] ist es uns gelungen ein System zu entwickeln, das wir mit *3D Dynamic Roadmapping* bezeichnen. Dieses System verwendet die Ergebnisse der Registrierungsalgorithmen und errechnet zu einem gewissen Zeitpunkt der Bildfolge aus einem 2D Instrumentpunkt den rückprojizierten 3D Instrumentpunkt, der für den Arzt in adäquater Weise dargestellt werden kann [BGK⁺08].

Teile des 3D Dynamic Roadmappings sind bereits in klinischer Erprobung, und eine volle Integration in einen klinischen Prototypen wird für Ende des Jahres 2009 vorbereitet.

Literatur

- [AGZ⁺08] S. Atasoy, M. Groher, D. Zikic, B. Glocker, T. Waggershauer, M. Pfister und N. Navab. Real-Time Respiratory Motion Tracking: Roadmap Correction for Hepatic Artery Catheterizations. In *SPIE Medical Imaging*, San Diego, California, USA, February 2008.
- [ALP94] Noam Alperin, David N. Levin und Charles A. Pelizzari. Retrospective Registration of X-ray Angiograms with MR Images by Using Vessels as Intrinsic Landmarks. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, 4:139–144, 1994.
- [BGK⁺08] F. Bender, M. Groher, A. Khamene, W. Wein, T.H. Heibel und N. Navab. 3D Dynamic Roadmapping for Abdominal Catheterizations. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, New York, USA, September 2008.
- [BM92] P. J. Besl und D. McKay. A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. (PAMI)*, 14:239–256, 1992.
- [FNVV98] A. F. Frangi, W. J. Niessen, K. L. Vincken und M. A. Viergever. Multiscale vessel enhancement filtering. In *Proc. Int'l Conf. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, Seiten 130–137, 1998.
- [GBHN07] M. Groher, F. Bender, R.T. Hoffmann und N. Navab. Segmentation-Driven 2D-3D Registration for Abdominal Catheter Interventions. In *Proc. Int'l Conf. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, Seiten 527–535, 2007.
- [GMW86] P. E. Gill, W. Murray und M. H. Wright. *Practical Optimization*. Elsevier, 1986.
- [GPJN06] M. Groher, N. Padoy, T.F. Jakobs und N. Navab. New CTA Protocol and 2D-3D Registration Method for Liver Catheterization. In *Proc. Int'l Conf. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, Seiten 873–882, 2006.
- [Gro08] M. Groher. *2D-3D Registration of Vascular Images*. Dissertation, Technische Universität München, München, 2008.
- [GZN09] M. Groher, D. Zikic und N. Navab. Deformable 2D-3D Registration of Vascular Structures in a One View Scenario. *IEEE Trans. on Medical Imaging (TMI)*, in press, 2009.
- [HGG⁺09] T.H. Heibel, B. Glocker, M. Groher, N. Paragios, N. Komodakis und N. Navab. Discrete Tracking of Parametrized Curves. In *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 2009.
- [HPM⁺03] J.H. Hipwell, G.P. Penney, R.A. McLaughlin, K. Rhode, P. Summers, T.C. Cox, J.V. Byrne, J.A. Noble und D.J. Hawkes. Intensity based 2D-3D registration of cerebral angiograms. *IEEE Trans. on Medical Imaging (TMI)*, 22:1417–1426, 2003.
- [HZ03] R. Hartley und A. Zisserman. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press, 2003.

- [JBvH⁺06] J. Jomier, E. Bullitt, M. van Horn, C. Pathak und S.R. Aylward. 3D/2D Model-to-Image Registration Applied to TIPS Surgery. In *Proc. Int'l Conf. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, Seiten 662–670, 2006.
- [KBM⁺99] Erwan Kerrien, Marie-Odile Berger, Eric Maurincombe, Laurent Launay, Régis Vailant und Luc Picard. Fully automatic 3D/2D subtracted angiography registration. In *Proc. Int'l Conf. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, Seiten 664–671, 1999.
- [Mod04] J. Modersitzki. *Numerical Methods for Image Registration*. Oxford University Press, 2004.
- [PSB⁺01] K. Palágyi, E. Sorantin, E. Balogh, A. Kuba, C. Halmi, B. Erdöhelyi und K. Haussegger. A Sequential 3D Thinning Algorithm and Its Medical Applications. In *Proc. Int'l Conf. Information Processing in Medical Imaging (IPMI)*, Jgg. 2028 of *Lecture Notes in Computer Science*, Seiten 409–415. Springer, 2001.
- [vSSG⁺07] M. von Siebenthal, G. Szekely, U. Gamper, P. Boesiger, A. Lomax und Ph. Cattin. 4D MR imaging of respiratory organ motion and its variability. *Phys. Med. Biol.*, 52:1547–1564, February 2007.
- [WS01] J. Weickert und C. Schnörr. A Theoretical Framework for Convex Regularizers in PDE-Based Computation of Image Motion. *Int'l Journal of Computer Vision (IJCV)*, 45(3):245–264, 2001.
- [ZJP94] C. Zahlten, H. Jürgens und H.-O. Peitgen. Reconstruction of Branching Blood Vessels from CT-Data. In *Eurographics Workshop of Visualization in Scientific Computing*, Seiten 161–168. Springer, 1994.



Martin Groher wurde im Dezember 2003 das Diplom für Informatik an der Technischen Universität München verliehen, woraufhin er eine Promotionsstelle am neu gegründeten Lehrstuhl für Informatikanwendungen in der Medizin annahm. Nach einem Kurzaufenthalt bei Siemens Corporate Research, Princeton, NJ vertiefte er sich in angiographische Bildgebung und entwickelte verschiedene Methoden zur Gefäßextraktion und -interpretation. Während seiner Dissertation konnte er durch diese Vorarbeiten und durch eine enge Zusammenarbeit mit Siemens Healthcare und den Radiologen der Münchner Universitätskliniken effiziente und klinisch angepasste Lösungen zur Registrierung und Visualisierung von Gefäßbildern entwickeln. Groher hat in den vier

Jahren seiner Promotion 15 Konferenz-, bzw. Journalbeiträge veröffentlicht, begutachtet Arbeiten für renommierte internationale Konferenzen und Journale der Medizininformatik (MICCAI, IEEE TMI) und ist Erfinder eines beim Deutschen Patent- und Markenamt eingereichten Patents. 2008 organisierte er einen Workshop für "Image Guidance and Computer Assistance for Soft-Tissue Interventions" in New York; in diesem Jahr ist er Organisator eines Tutorials für "Image-guided Interventions: Technology and Applications" auf der MICCAI Konferenz in London. Martin Groher hält eine Stelle als akademischer Rat am Lehrstuhl für Informatikanwendungen in der Medizin der Technischen Universität München.