

Korrekte dreidimensionale Visualisierung von Blutgefäßen durch Matching von intravaskulären Ultraschall- und biplanaren Angiographiedaten als Basis eines IVB-Systems

Frank Weichert¹, Martin Wawro¹ und Carsten Wilke²

¹ Universität Dortmund, Informatik VII

² Universitätsklinikum Essen, Strahlenklinik, Klinische Strahlenphysik
Email: weichert@ls7.cs.uni-dortmund.de

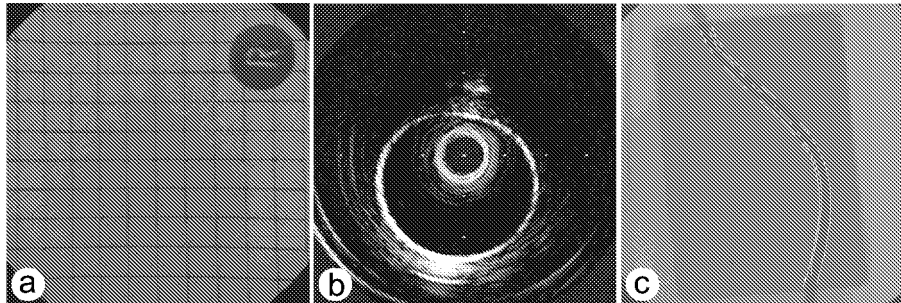
Zusammenfassung. Intravaskulärer Ultraschall (IVUS) und biplanare Angiographie haben sich in den letzten Jahren zu etablierten Verfahren in der Diagnose kardiovaskulärer Erkrankungen entwickelt. Ergänzend hierzu hat sich die IVUS-basierte intravaskuläre Brachytherapie (IVB) bewährt, das Restenoserisiko nach interventioneller Weitung von Herzkranzgefäßverengungen signifikant zu senken. Ein entscheidender Nachteil dieser IVUS-basierten Methodik ist aber die fehlende Information zur räumlichen Position der Aufnahmen im Gefäß. Dieser Umstand wirkt noch schwerwiegender in Anbetracht der Tatsache, dass eine IVB-Intervention eine genaue Bestrahlungsplanung erfordert. Hierfür wird ein Basissystem zur automatischen, dreidimensionalen Rekonstruktion und Visualisierung von Gefäßmodellen bereitgestellt, welches Physikern und Medizinern erlaubt effiziente Bestrahlungsplanung zu berechnen und zu simulieren.

1 Problemstellung

Nachdem sich die Angiographie zu einem dominanten Verfahren in der Diagnose kardiovaskulärer Erkrankungen entwickelt hatte, avancierte auch der intravaskuläre Ultraschall zur verbreiteten Methodik der kardiologischen Diagnostik. Bezüglich ihrer diagnoserelevanten Informationen weisen beide Verfahren einen komplementären Charakter auf. Liegt der Vorteil der Angiographie in der exakten Projektion von Gefäßlumen und der korrekten räumlichen Rekonstruktion des Gefäßes, so liefert der intravaskuläre Ultraschall die Möglichkeit morphologische Strukturen zu visualisieren. Relevante Segmente sind hierbei Lumen, Media und Adventitia, sowie Plaque und ggf. vorhandene Stents.

Neben den aufgezeigten Methoden zur Diagnose entwickelte sich die intravaskuläre Brachytherapie zu einem erfolgreichen Verfahren in der Therapie. Neben der eigentlichen Intervention ist die Bestrahlungsplanung entscheidend für den Erfolg. Benötigt werden hierfür die anatomisch-topographischen Informationen des zu behandelnden Gefäßabschnittes unter Therapiebedingungen in Relation

Abb. 1. Datenbasis zur Rekonstruktion: (a) Angiographie des Markierungsgitters. (b) Intravaskuläre Ultraschall- und (c) Angiographie-Aufnahme des Phantoms — Grenzschichten und Katheter sind segmentiert.



zur geplanten und resultierenden räumlichen Dosisverteilung. Grundlage hierfür ist ein dreidimensionales Gefäßmodell.

Erste Systeme zur Bestrahlungsplanung haben sich in den letzten Jahren aus vorhandenen Systemen zur Darstellung und Segmentierung von IVUS-Aufnahmen entwickelt [2]. Die hierbei zum Einsatz kommenden Gefäßmodelle bestehen aus "gestapelten" IVUS-Frames, ohne Berücksichtigung der räumlichen Struktur. Weitere Nachteile vieler Verfahren für den Einsatz in der klinischen Routine sind eine hohe Strahlenbelastung oder ein verstärkter manueller Interaktionsaufwand.

Ziel unseres Ansatzes ist die automatische, dreidimensionale Rekonstruktion und Visualisierung von Gefäßmodellen, in welchem unterschiedliche morphologische Strukturen differenziert werden. Hierzu werden die räumlichen Informationen der biplanaren Angiographie genutzt, um die Ultraschallaufnahmen korrekt im Raum anzuordnen. Ergebnis ist ein multipel parametrisierbares dreidimensionales Gefäßmodell, auf dessen Basis Mediziner und Physiker eine rechnergestützte Bestrahlungsplanung initiieren können.

2 Methoden

Der Prozess der Entwicklung von der Aufnahme zum dreidimensionalen Modell lässt sich grob in die Phasen Daten-Akquirierung, Segmentierung, Rekonstruktion und Visualisierung aufteilen.

2.1 Vorverarbeitung

Im initialen Schritt der IVUS-Datenaufzeichnung wurde nicht der verbreitete Umweg über das VHS-Medium, mit anschließender Digitalisierung gewählt. Vielmehr werden alle Daten vom IVUS-Gerät direkt von einem Rechnersystem digitalisiert. Hierdurch ist es möglich die typischen Band-Artefakte (Verzerrungen) zu verhindern. Parallel zur IVUS-Aufzeichnung (Abb. 1b) wird vor Beginn

des Katheterrückzugs (Pullback) eine biplanare Angiographiaufnahme der ROI durchgeführt. Bedingt durch die Angiographiegeräte kommt es zu geometrischen Verzerrungen innerhalb der Aufnahmen, wodurch diese nicht direkt verwendbar sind. Über ein aufgebrachtes Markierungsgitter besteht die Möglichkeit die Daten zu entzerren (Dewarping). Zusätzlich werden mit Hilfe des Markierungsgitters die intrinsischen Kameraparameter des Angiographiegerätes bestimmt. Diese Kalibrierung folgt dem Verfahren nach Faugeras [4] und ist für jedes Herzkatheterlabor einmal durchzuführen. Abbildung 1a zeigt eine typische Angiographiaufnahme des Kalibrierungsgitters.

2.2 Segmentierung

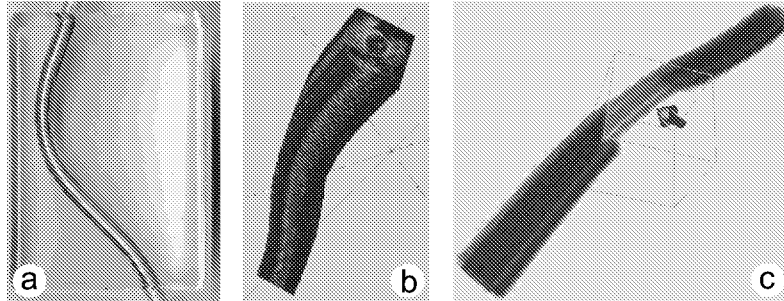
In den Angiographiaufnahmen muss nun sowohl der Gefäßpfad als auch der Katheterverlauf segmentiert werden, welcher durch das applizierte Kontrastmittel als lokales Minimum in den Aufnahmen erkennbar ist. Hierzu kommt ein auf die Problematik adaptiertes aktives Konturverfahren (*Snakes* [6]) zum Einsatz, welches der inhärenten Unsicherheit in medizinischen Daten, aber auch der angestrebten automatischen Segmentierung gerecht wird. Um Fehlerterminierungen der Snake in unerwünschten lokalen Nebenminima zu vermeiden, wird zur Kodierung der externen Bildenergien für die aktiven Konturen ein *Gradient Vector Flow* Feld [5] verwendet. Die Lösung des resultierenden Differentialgleichungssystems der Snake wird vergleichbar zu [6] durch ein Finite-Differenzen Schema implementiert. Bei der Segmentierung ermitteln primär zwei unabhängige offene aktive Konturen das Gefäß, danach unter Verwendung der jetzt verfügbaren Informationen zum Gefäßverlauf, den eigentlichen Katheterpfad (Abb. 1c). Zusätzlich erfolgt eine Detektion der relevanten Gefäßstrukturen (Lumen, Media und Adventitia) in den IVUS-Aufnahmen [3].

2.3 Fusion zwischen IVUS- und Angiographiedaten

Auf Basis der nun gegebenen Informationen kann die exakte Position der Ultraschalldaten im 3D-Raum berechnet werden. Es schließt sich die eigentliche Registrierung (Fusion) zwischen den Ultraschalldaten und dem aus den Angiographiaufnahmen rekonstruierten Katheterpolygonzug an. Als Grundlage dieser Berechnung dienen die Kalibrierungsdaten der Kameras (Projektionsmatrizen), sowie die aus der Segmentierung resultierenden Polygonzüge des Katheterpfades und der Gefäßwände innerhalb der beiden Angiographiaufnahmen (Abb. 1c). Zusätzlich fließen noch die bezüglich der IVUS-Frames bestimmten Segmentierungsdaten in die Berechnung ein. Die Bestimmung des 3D-Katheterpolygonzuges geschieht mit Methoden der projektiven Geometrie und orientiert sich an einem in [7] beschriebenen Verfahren.

Um die IVUS-Tomogramme korrekt auf dem rekonstruierten Katheterpfad anzuordnen, ist zu beachten, dass die durch anatomische Gegebenheiten — Gefäßkrümmung und Gefäßverdrehung — nicht parallelen IVUS-Aufnahmen in Abhängigkeit zur axialen Orientierung des Katheters im Raum angeordnet werden (Abb. 2b). Bei der algorithmischen Realisierung der Rekonstruktion sind

Abb. 2. (a) Darstellung des Silikon-Kautschuk-Phantoms, (b) Visualisierung der räumlich angeordneten IVUS-Frames und (c) des rekonstruierten 3D-Modells.



diese unterschiedlichen Freiheitsgrade zu berücksichtigen [2]. Das hierzu zu bestimmende "begleitende Dreibein" wird mittels der Frenet-Serret-Formeln berechnet [8].

2.4 Visualisierung

Im Anschluss an die Rekonstruktion erfolgt die Visualisierung der 3D-Daten als Gefäßmodell. Dieses setzt zunächst das Umrastern der Pixelinformationen aus den IVUS-Bildern in ein Voxelmodell voraus, wobei entsprechende Zwischenbilder interpoliert werden müssen. Die Interpolation wird durch gewichtete radiale Basisfunktionen realisiert [9]. Auf Basis der nun bereitgestellten Daten kann die Visualisierung als 3D-Modell mittels Volume Rendering erfolgen (Abb. 2c).

3 Ergebnisse

Zur quantitativen und qualitativen Validierung des Rekonstruktionsprozesses wurden in einer ersten Testphase zwei Phantommodelle und in-vivo akquirierte Daten verwendet. Bei den Phantomen handelt es sich um ein Plexiglas- und ein Silikon-Kautschuk-Modell (Abb. 2a). Unter Verwendung ausgezeichneter Zuschlagstoffe, welche zur Simulation bestimmter Gewebecharakteristika dienen, wird mit dem Silikon-Kautschuk-Phantom auch eine geeignete Überprüfung der Verarbeitung der Ultraschalldaten realisiert [10]. Zusätzlich erfolgt an dem Modell eine Plausibilitätsprüfung bezüglich der dreidimensionalen Rekonstruktion. Zur exakten Überprüfung der korrekten Anordnung der IVUS-Aufnahmen im Raum wurde anhand einer CAD-Skizze das Plexiglas-Modell gefräst. Ohne denen zur Zeit durchgeführten Messungen vorzugreifen, zeigen die Ergebnisse gemäß einer visuellen Kontrolle gute Ergebnisse (Abb. 2b, c). Dieses sowohl für die Phantommodelle, als auch für die in-vivo aufgenommenen Gefäßsegmente. Eine klinische Testphase erfolgt nach Auswertung dieser ersten Messreihen.

4 Schlussfolgerungen

Medizinern und Physikern sollte ein System zur Verfügung gestellt werden, welches in effizienter Weise und unter Beachtung klinischer Forderungen kardiovaskuläre Gefäßabschnitte in einem dreidimensionalen Modell visualisiert. Bestimmende Anforderungen von Seiten der Mediziner und Physiker waren Genauigkeit der Rekonstruktion, Umsetzung in ein automatisches Verfahren und Geschwindigkeit. Ausdrücklich sei darauf hingewiesen, dass es Medizinern in jeder Phase des Algorithmus möglich ist, die Zwischenergebnisse zu verifizieren und zu modifizieren. Verbunden mit diesem Aspekt war auch die softwaretechnische Realisierung einer intuitiven Benutzeroberfläche, welche anwendungsspezifische Parametrisierungen der Berechnung und Darstellung ermöglicht.

Unter Beachtung der Prämisse, dass erst wenige in-vivo ermittelte Daten vorliegen, lässt sich auf Grundlage der aktuellen Ergebnisse sagen, dass die gestellten Anforderungen erfüllt werden. Weitere Bestrebungen des Projektes zielen auf die Entwicklung eines Systems zur Bestrahlungsplanung bei kardiovaskulärer Brachytherapie ab. Hierzu werden Möglichkeiten zur Monte-Carlo-Simulation des Bestrahlungsvorganges und zur Darstellung von Dosisverteilung in der 3D-Ansicht von Gefäßwänden bereitgestellt.

Literaturverzeichnis

1. U. Quast: Definition and determinants of the relevant parameters of vascular brachytherapy, *Vascular Brachytherapy, new perspective*, Remedica Publishing, 1999.
2. A. Wahle, H. Oswald, E. Fleck: Inter- and extrapolation of correction coefficients in dynamic image rectification, In *Proc. Computer in Cardiology 1997*, Luns SE, vol. 24, 521-523, IEEE Press, 1997.
3. F. Weichert, C. Wilke, et al.: Modellbasierte Segmentierung und Visualisierung von IVUS-Aufnahmen zur Bestrahlungsplanung in der kardiovaskulären Brachytherapie, In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2002*, Springer-Verlag, 85-88, 2002.
4. O. Faugeras: *Three-Dimensional Computer Vision*, MIT Press, 1993.
5. C. Xu, J.L. Prince: Gradient Vector Flow: A New External Force for Snakes, *IEEE Proc. Conf. Comp. Vision & Pat. Recog.*, 66-71, 1997.
6. M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos: Snakes: Active Contour Models, *Int. Journal of Computer Vision*, 321-331, 1988.
7. G. Prause, S.C. DeJong, C.R. McKay, M. Sonka: Towards a geometrically correct 3-D reconstruction of tortuous coronary arteries based on biplane angiography and intravascular ultrasound, *International Journal of Cardiac Imaging*, vol. 13, no. 6, 451-462, 1997.
8. H. Hosaka: Modeling of Curves and Surfaces in CAD/CAM, In *Computer Graphics - Systems and Applications*, Springer-Verlag, 1992.
9. M. J. Powell: Radial basis functions for multivariable interpolation: A review, in *Algorithms for Approximation*, J. C. Mason and M. G. Cox, Eds. Oxford, U.K.: Oxford Univ. Press, 143-167, 1987.
10. K. Hermann: Gewebeäquivalente Phantommaterialien für Anwendungen in der Radiologie und Strahlenschutz von 10 KeV bis 10 MeV, PhD Thesis, Georg-August-Universität Göttingen, 1994.