Modellbasierte Segmentierung und Visualisierung von IVUS-Aufnahmen zur Bestrahlungsplanung in der kardiovaskulären Brachytherapie

F. Weichert[1], C. Wilke[2,3], P. Spilles[1], A. Kraushaar[1],
H. Müller[1], U. Quast[3] und D. Wegener[2]

[1]Universität Dortmund, Fachbereich Informatik VII
[2]Universität Dortmund, Fachbereich Experimentelle Physik V,
[3]Universitätsklinikum Essen, Strahlenklinik, Klinische Strahlenphysik
Email: weichert@ls7.cs.uni-dortmund.de

Zusammenfassung. Die kardiovaskuläre Brachytherapie verspricht eine signifikante Reduzierung des Restenoserisikos nach erfolgter Ballondilatation. Grundvoraussetzung einer erfolgreichen Intervention ist die exakte Planung der Bestrahlung im Hinblick auf Zielvolumen und applizierter Dosis. Hierzu stellen wir ein Verfahren zur Lokalisation koronarer Strukturen aus intravaskulären Ultraschallaufnahmen und dessen dreidimensionaler Visualisierung vor, die Basis einer Bestrahlungsplanung.

1 Problemstellung

Intravaskulärer Ultraschall (IVUS) entwickelte sich in den letzten Jahren zu einem Standard in der Diagnose koronarer Herzkrankheiten. Hierzu wird über einen Katheter der Schallwandler in die zu untersuchende Arterie eingebracht. Dieser Transducer sendet Schallsignale zwischen 20-40 MHz, welche durch das umgebende Gewebe unterschiedlich reflektiert werden. Die Intensität des reflektierten IVUS-Signals ist ein Kriterium zur Unterscheidung der Gewebedichte und somit des Gewebetyps. Im Ultraschallbild zeigt sich dieses in unterschiedlich hellen Bildpunkten. Durch definierte Längsbewegungen des Schallwandlers können Gefäßabschnitte räumlich abgetastet und in eine Folge von Ultraschallbildern überführt werden. Auf Basis der IVUS-Daten verspricht die *kardiovaskuläre Brachytherapie* einen vielversprechenden Therapieerfolg. Ein entscheidender Aspekt ist aber die exakte Bestimmung der Strahlendosis im Zielvolumen [1]. Trotz der Bedeutung des Ultraschalls weisen die Aufnahmen besonders im Hinblick auf die Segmentierung eine subjektiv schlechte Bildqualität auf. Diese, als auch das Vorhandensein unterschiedlichster Artefakte lässt traditionelle Segmentierungstechniken vielfach nicht die gewünschten Resultate liefern [2,3]. Um diesem Umstand gerecht zu werden, soll ein auf die Problematik des Ultraschalls fokussierter Algorithmus vorgestellt werden, welcher unterschiedliche Segmentierungstechniken beinhaltet [4]. Ziel dieses Ansatzes ist die dreidimensionale Visualisierung des Gefäßmodells, in welchem unterschiedliche morphologische Strukturen differenziert werden. Somit erlaubt dieses Modell Medizinern und Physikern eine rechnergestützte Bestrahlungsplanung zu initiieren.

2 Methoden

Die Lösung der oben skizzierten Problematik gliedert sich wesentlich in drei Teilschritte. Der erste Punkt der Datenaquisition erfolgt im Ultraschall-Labor (s. Problemstellung) durch den behandelnden Kardiologen. Der eigentlichen Segmentierung ist eine Bildaufbereitung vorgeschaltet, in dem Kontext z.B. das eingeblendete Markierungsgitter entfernt wird oder ein Abgleich zwischen Bild- und Kathetermittelpunkt erfolgt. Auf Grundlage der aufbereiteten IVUS-Daten kann nun die Segmentierung der Gefäßkonturen erfolgen (Abb. 1a). Kernstück dieser Methodik ist ein parametrisierbares, elliptisches Template auf Basis der Ergebnisse gradientenbasierter Verfahren, welches Gefäßstrukturen approximiert. Anschließend erfolgt die Visualisierung als 3D-Modell.

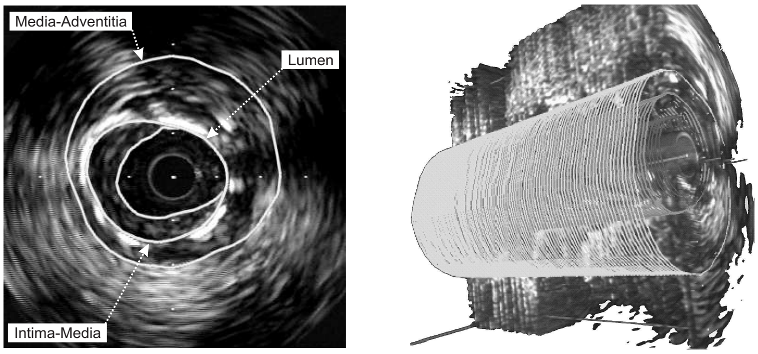
2.1 Gradientenbasierte Segmentierung

Initialer Segmentierungsschritt ist die Anwendung eines *gradientenbasierten Verfahrens* (hier: Canny- und Shen-Castan-Operator [4]). Diese Kantendetektoren liefern wahlweise horizontal und vertikal, als auch radial verlaufende Konturen in der kartesischen Ansicht der Ultraschallaufnahmen. Bei den heuristisch ermittelten Parametern für die Operatoren wurde beachtet, dass eine Übersegmentierung möglichst ausgeschlossen werden kann. Um der schon angesprochenen Unsicherheit der Daten gerecht zu werden, wird der entsprechende Gradientenoperator zusätzlich noch in der Polardarstellung der IVUS-Frames angewandt. Trotzdem ergeben sich als Resultate obiger Anwendungen keine oder nur unzureichend geschlossene Konturen, welche z.T. nur durch eine objektive Beurteilung und Erfahrung eines Beobachters den Gefäßkonturen zugeordnet werden können. So definiert sich das Ziel dieses Bearbeitungsschrittes nicht in der vollständigen Differenzierung der Gefäßstrukturen, vielmehr sollen Kontrollpunkte ermittelt werden, welche mit hoher Sicherheit einer definierten koronaren Struktur zugeordnet werden können. Durch Matching der Ergebnisse aus beiden Darstellungsformen können Fehlstrukturen weiter ausgeschlossen werden. Wurde bei der bisherigen Realisierung nur der zweidimensionale Fall betrachtet, so ermöglichen longitudinale Schnittbilder durch die Bildmittelpunkte (Katheterachse) den räumlichen Verlauf einer Gefäßstruktur mit zu berücksichtigen. Das Ergebnis ist eine weitergehende, qualitative Gewichtung der bisher bestimmten Kontrollpunkte.

2.2 Parametrisierbares Template zur Konturverfolgung

Im Folgenden soll ein Ansatz aufgezeigt werden, welcher die gewichteten Kontrollpunktmengen in geschlossene Gefäßkonturen überführt. Unter der Annahme einer beschränkten Fehlertoleranz, die noch näher zu definieren ist, ergeben sich

Abb. 1. Darstellung eines arteriellen Gefäßes mit ausgezeichneten morphologischen Strukturen in der (a) Ultraschallaufnahme und im (b) rekonstruierten 3D-Modell.



(a) (b)

die folgenden Forderungen an den Algorithmus. Er soll 1) formtreu, im Sinne der Gefäßform, 2) robust gegenüber Bildrauschen und 3) effizient zu berechnen sein. Hierzu sei ein *elliptisches, parametrisierbares Template* deklariert, welches einer nicht übermäßig atherosklerotisch deformierten Gefäßform ähnelt. Auf Basis der gradientenbasierten Stützpunktmenge kann somit eine Approximation in Form einer Ellipse erfolgen. Grundlage der Berechnung ist das allgemeine Eigenwertproblem. Neben den hierbei zu beachtenden mathematischen Randbedingungen fließt die unterschiedliche Gewichtung der Kontrollpunkte in die Berechnung mit ein. Eine differenziertere Gewichtung erfolgt zusätzlich noch aus dem medizinischen a-priori Wissen. Beispielhaft sei hier auf durchschnittliche Durchmesser von Gefäßen und Katheter, als auch typische Charakteristiker der Gefäßwände verwiesen. Um einen kontinuierlichen Gefäßverlauf zu erzielen, aber auch um extreme qualitative Ausreißer einzelner Frames abzufangen, erfolgt eine Propagierung der errechneten Konturparameter in benachbarte Schichten.

2.3 3D-Visualisierung

Im Anschluss an die Segmentierung erfolgt die Visualisierung als *3D-Modell mittels Volume Rendering* (Abb. 1b). Dieses setzt zunächst das Umrastern der Pixelinformationen aus den IVUS-Bildern in ein Voxelmodell voraus, wobei entsprechende Zwischenbilder interpoliert werden. Auf Basis der Segmentierungsergebnisse können die ermittelten Gefäßkonturen im 3D-Modell farblich differenziert werden.

Die aktuellen Ultraschalldatensätze setzen sich nur aus parallelen Schichten zusammen, welches aus einer Betrachtung auf ausschließlich gerade Gefäßabschnitte (mit Stent) resultiert. Diese Einschränkung erweist sich im Zusammenhang mit Restenoseuntersuchungen als sinnvolle Näherung.

3 Ergebnisse

Verifiziert wurden die Ergebnisse mit Konturinformationen aus dem "QCU-CMS" System der Firma MEDIS, welches im Uniklinikum Essen zum Einsatz kommt. Typische Datensätze umfassen 200-300 EKG-getriggerte Frames mit einer Auflösung von ca. 400x400 Pixeln. Hierbei werden die Konturen semiautomatisch durch Mediziner bestimmt. Zur Verfügung stand ein Datenbestand von 12 Patienten, eingeschränkt auf Gefäßabschnitte mit Stent.

Der Katheterpfad konnte in über 90% der gegebenen Daten korrekt bestimmt werden. Beim Intima-Media-Interface lag die Differenzierung bei über 80%. Problematisch erwiesen sich vor allem Gefäßabschnitte mit starken atherosklerotischen Veränderungen. Durch den oben beschriebenen approximativen Ansatz war der globale Gefäßverlauf aber nicht beeinträchtigt. Lag bei diesen exponierten Abschnitten die max. Abweichung bei 0.2-0.3 mm, so konnten im allgemeinen Abweichungen unter 0.2 mm erreicht werden. Die relevanten Gefäßparameter, Durchmesser und Flächeninhalt konnten auf Basis der vorhandenen Daten automatisch berechnet werden. Eine Lokalisation des Media-Adventitia-Interfaces ist aktuell nicht ausreichend gegeben.

4 Schlussfolgerung

Physikern und Medizinern sollte ein (semi-)automatisches, interaktives Verfahren an die Hand gegeben werden, um Gefäßstrukturen in geraden Gefäßabschnitten effizient und schnell zu differenzieren und in einem 3D-Modell zu visualisieren. Beide Forderungen konnten unter den beschriebenen Limitierungen erfüllt werden. Unter Verwendung obiger Verfahren ist die Bestrebung aktueller Forschungen ein System zur Unterstützung der Bestrahlungsplanung bei kardiovaskulärer Brachytherapie. Hierzu ist eine Segmentierung der EEL (External Elastic Lamina) nötig, welche zur Zeit als gewünschtes Zielvolumen angesehen wird. Um dieses spezielle Problem zu handhaben, aber auch um die allgemeine Differenzierung der Gefäßstrukturen zu verbessern, sollen die ermittelten Konturen deformierbaren Modellen als Basis einer korrekteren Approximation dienen. Weitere Arbeiten beziehen sich auf Gefäßabschnitte ohne Stent, in denen erst Transformationsmatrizen eine korrekte räumliche Einordnung ermöglichen.

Literatur

1. U. Quast: Definition and Determinants of the Relevant Parameters of Vascular Brachytherapy, In: Vascular Brachytherapy, Remedica Publishing (1999).
2. C. von Birgelen, C. Di Mario, W. Li, et al.: Morphometric analysis in threedimensional intracoronary ultrasound, American Heart Journal 132, (1996) 516-527.
3. A. Mojsilovic, et al.: Automated Segmentation of Intravascular Ultrasound Images: A Texture-based approach, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 25, (1997).
4. Parker, James R.: Algorithms for image processing and computer vision, Wiley Computer Publishing, New York [u.a.], 1997

Diese Arbeit wurde unterstützt im Rahmen des DFG-Projektes Qu 39/16-1