

Approximation koronarer Strukturen in IVUS-Frames durch unscharfe elliptische Templates

Frank Weichert¹ und Carsten Wilke²

¹ Universität Dortmund, Informatik VII

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

Zusammenfassung. Mit der Zunahme koronarer Gefäßerkrankungen etablierten sich auch Methoden auf Basis des intravaskulären Ultraschalls (IVUS), sei es in der Differenzialdiagnose arteriosklerotischer Veränderungen oder zur Therapiebegleitung der intravaskulären Brachytherapie. Gemeinsam ist allen Anwendungen die Notwendigkeit koronare Strukturen innerhalb der IVUS-Aufnahmen zu differenzieren. Der hier vorgestellte Algorithmus orientiert sich speziell an die Forderungen zum Einsatz innerhalb eines Bestrahlungsplanungssystems zur intravaskulären Brachytherapie. Deshalb ermöglicht er speziell die automatische Differenzierung potentieller Zielvolumen wie z.B. der EEL (External Elastic Lamina).

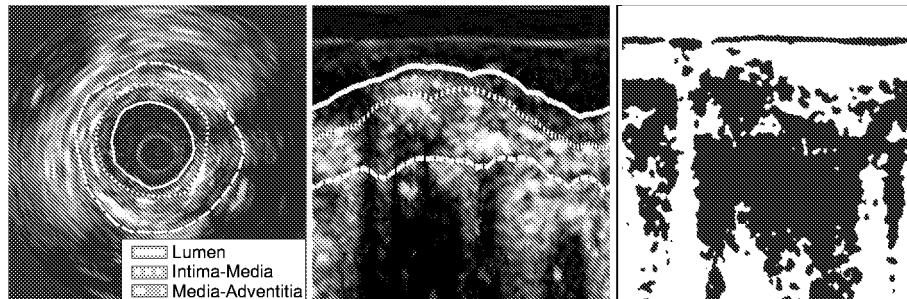
1 Problemstellung

Trotz der Bedeutung des intravaskulären Ultraschalls (IVUS) und der damit verbundenen Notwendigkeit den Arzt in der Diagnose zu unterstützen, hat die rechnergestützte IVUS-Auswertung, die Detektion koronarer Strukturen, noch keinen generellen Einzug in die klinische Routine genommen. Dieses ist z.T. auf den hohen manuellen Interaktionsaufwand oder die Beschränkung auf einzelne anatomische Strukturen innerhalb bestehender Systeme zurückzuführen [1].

Bedingt durch gewebecharakteristische Reflexionen und Absorptionen des Ultraschallsignals ist es möglich, sowohl die arterielle Morphologie (Intima, Media und Adventitia), aber auch arteriosklerotische Veränderungen oder ggf. vorhandene Stents durch signifikante Farbverläufe (Graustufen) oder eindeutige Texturen in den Ultraschalldaten zu manifestieren (Abb. 1a). Dieses a-priori Wissen über anatomische Gegebenheiten und dessen Repräsentierung in der grafischen Darstellung soll in dem hier vorgestellten Verfahren zur Modellbildung herangezogen und durch Methoden unscharfer Logik umgesetzt werden.

Eingebettet ist der hier vorgestellte Algorithmus in ein Projekt zur Entwicklung eines Systems zur Bestrahlungsplanung bei intravaskulärer Brachytherapie [2]. Durch die daraus resultierenden Forderungen ist es wichtig, potentielle Zielvolumen wie z.B. die EEL (External Elastic Lamina) automatisch zu segmentieren. Zusätzlich gewährt der Algorithmus zum einen die Möglichkeit, Segmentierungsinformationen in der "Online"-Auswertung zu liefern, aber auch

Abb. 1. Intravaskuläre Ultraschall-Aufnahme in (a) kartesischer und (b) polarer Ansicht mit anatomischen Referenzstrukturen. (c) Segmentierung mit Textur-Markern



mit höherer Genauigkeit in der nachträglichen Auswertung, im Rahmen einer umfangreicheren Berechnung.

2 Methoden

Zur Segmentierung der IVUS-Frames erfolgt primär eine Klassifikation in relevante und nicht relevante morphologische Strukturen durch Texturmarker. Die resultierenden Punktmengen werden durch elliptische Templates in geschlossene Strukturen überführt, wobei Methoden unscharfe Logik die gefundenen Strukturen definierten anatomischen Einheiten (Lumen, Media, Adventitia) zuordnen. Diese Vorgehensweise wird im Folgenden thematisiert.

2.1 Vorsegmentierung über Textur-Marker

Zur Erkennung der genannten anatomischen Formen und arteriosklerotischen Strukturen dient ein auf die Problematik adaptiertes Verfahren auf Basis des *Multilevel Fuzzy Thresholding* (Abb. 1c) [3]. Ergänzend hierzu erfolgt ein Abgleich nach signifikanten Textur-Markern unter Verwendung der *Grey-Level-Run-Length* [4]. Exemplarisch seien hier die charakteristischen Doppelechosignale genannt, welche sich in vergleichbarer Weise im Grauwertgradienten erkennen lassen. Datenbasis sind IVUS-Frames in kartesischer- und polarer Darstellung (Abb. 1a, b). Gerade in der polaren Ansicht kann das Verfahren, durch eine Unterteilung in vertikale Berechnungseinheiten, effizient parallelisiert werden. Ergebnis dieser primären Phase sind Punktwolken oder Segmente, die einer ausgezeichneten anatomischen Struktur zugeordnet werden können (Abb. 2a). Bedingt durch die schlechte Qualität von IVUS-Aufnahmen und unterschiedlicher Artefakte kann es zu fehlsegmentierten Strukturen oder einer inkorrekten anatomischen Zuordnung kommen.

2.2 Elliptisches Template zur Konturverfolgung

Die nun folgende zweite Segmentierungsphase verfolgt zum einen das Ziel, gefundene Segmente in geschlossene Strukturen zu überführen. Zusätzlich sind

die fälschlicherweise bestimmten Segmente zu erkennen und vom weiteren Berechnungsprozess auszuschließen. Hierzu sei ein Algorithmus vorgestellt, welcher unter Verwendung unscharfer Logik die gesuchten Strukturen durch Ellipsen approximiert. Der Grundgedanke folgt einem Ansatz nach Fitzgibbon [5]. Eine allgemeine Ellipse wird durch ein Polynom zweiten Grades

$$F(\mathbf{a}, \mathbf{x}) = \mathbf{a}\mathbf{x} = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f \quad (1)$$

und eine ellipsenspezifische Sekundärbedingung

$$b^2 - 4ac < 0 \quad (2)$$

beschrieben, wobei die Koeffizienten der Ellipse durch $\mathbf{a} = [a \ b \ c \ d \ e \ f]$ gegeben sind und die auf der Ellipse liegenden Punkte durch $\mathbf{x} = [x^2 \ xy \ y^2 \ x \ y \ 1]^T$. $F(\mathbf{a}, \mathbf{x}_i) = d$ bezeichne die "algebraische Distanz" eines Punktes zur Ellipse. Bezüglich der quadratischen Abstände aller Punkte ist die minimale Summe

$$\hat{\mathbf{a}} = \arg \min \left\{ \sum_{i=1}^n F(\mathbf{a}, \mathbf{x}_i)^2 \right\} \quad (3)$$

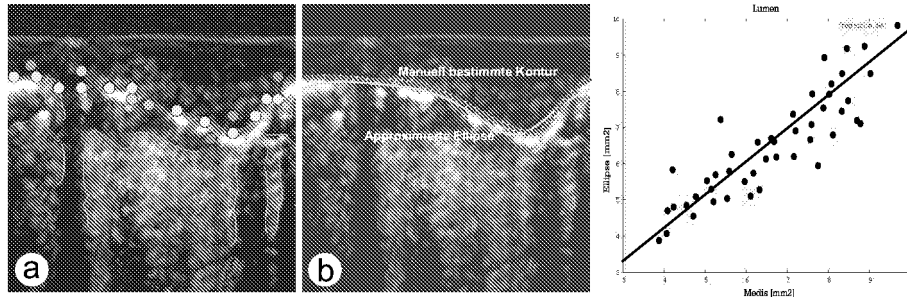
zu bestimmen. Berechnet über das allgemeine Eigenwertproblem liefert der zum minimalen Eigenwert korrespondierende Eigenvektor die Parameter der gesuchten Ellipse. Unabhängig von der theoretischen Korrektheit ist das Verfahren für praktische Anwendung in seiner Standardversion nicht immer geeignet, da es, seiner Grundidee folgend, den Abstand bzgl. aller Punkte minimiert. Gerade in medizinischen Anwendungen kann es, bedingt durch unterschiedliche Artefakte, sinnvoll sein, die Auswahl der in die Berechnung einfließenden Punkte zu limitieren. Diese Idee wird im Folgenden mit Methoden unscharfer Logik umgesetzt.

Initial überführt ein Vektorisierungsalgorithmus die segmentierten Punkte in zusammenhängende Objekte, sofern sie einem geeigneten Zugehörigkeitsmaß entsprechen. Ergebnis ist eine disjunkte Aufteilung der Punkte in Objekte. Typische IVUS-Frames mit 400 mal 400 Pixeln ergeben pro Struktur ca. 350 segmentierte Pixel, welche zu durchschnittlich 10 bis 20 Objekten zusammengefaßt werden. Für diese Objekte werden alle möglichen Kombinationen berechnet und jeweils mit dem oben vorgestellten Algorithmus eine approximierende Ellipse berechnet. Es ist nun die Aufgabe von unscharfen Modellen die optimale Auswahl aus der Gesamtheit aller berechneten Ellipsen zu treffen. Dieses geschieht auf Basis unterschiedlicher Parameter. Neben dem arithmetischen Abstand, wird auch jeweils der geometrische Abstand zwischen allen Objekten und einer ermittelten Ellipse aufgezeichnet. Dieses erfolgt getrennt für die zu einer Kombination gehörenden und nicht gehörenden Objekte. Abbildung 2a zeigt die unterschiedlichen Objektgewichtungen durch entsprechende Graustufen der Punkte auf. Unter anderem erfolgt auch ein Abgleich der Parameter mit den anatomischen Vorgaben oder bereits gefundenen Strukturen.

2.3 Anatomische Klassifikation durch Fuzzy-Logic

Diese Differenzen zwischen ermitteltem Wert und Erwartungswert dienen jeweils einer linguistischen Variablen "Abstand" als Eingabe, welche durch eine Mit-

Abb. 2. (a) Kontrollpunktmenge zur Konturverfolgung, (b) Elliptische Approximation, (c) Korrelation zw. manuell und automatisch bestimmten Strukturen (hier: Lumen)



gliedschaftsfunktion auf die Attribute (Linguistische Modifikatoren) "gering", "mittel" und "hoch" modelliert wird. Als optimal hat sich hierbei die Zadeh-S Funktion erwiesen, da sie sich anhand anatomischer und geometrischer Erwartungswerte gut parametrisieren läßt [6]. Über eine gewichtete Zugehörigkeitsfunktion (Hamacher-Produkt) werden nun die a-priori-Wissen abhängigen und unabhängigen Mengen getrennt zusammengefasst. Um schließlich eine Entscheidung über die Zugehörigkeit einer berechneten Ellipse zu einer ausgezeichneten Struktur treffen zu können, sind beide Fuzzy-Mengen über eine duale Regelbasis zu vereinigen. Aus der Gesamtheit aller berechneten Ellipsen ergibt sich somit diejenige mit der höchsten Zugehörigkeit in der resultierenden Fuzzy-Menge als Ergebnis (Abb. 2b).

Dieser Vorgang wird für alle gesuchten Strukturen wiederholt, wobei die Berechnungsreihenfolge der einzelnen Strukturen nicht durch den anatomischen Aufbau vorgegeben wird, sondern durch die Möglichkeit eine Struktur sicher zu detektieren. Eingbracht wurde dieses Vorwissen in das System anhand von Expertenwissen und experimenteller Testphasen.

3 Ergebnisse

Im Rahmen der quantitativen und qualitativen Validierung der Segmentierungsergebnisse wurden Daten eines Silikon-Kautschuk-Phantoms, unter Verwendung ausgezeichneter Zuschlagstoffe, und in-vivo akquirierte IVUS-Frames verwendet. Als apparative Ausstattung kam im Universitätsklinikum Essen ein 30MHz Gerät der Firma Endosonics bei einem automatischen Pullback von 0.5mm/s zum Einsatz. Der Testdatenbestand umfaßte ca. 300 Aufnahmen, mit einer Auflösung von 400 mal 400 Pixeln, resultierend von 12 Patienten.

Gemäß Auswertungsmethoden nach Bland und Altman wurden die automatisch ermittelten Konturen mit manuell bestimmten Daten verglichen (Abb. 2c) [7]. Bezüglich der Phantomdaten lag der Korrelationskoeffizient für die Lumenfläche bei 0.98. Im Rahmen der Messungen an realen Daten ergaben sich u.a. folgende durchschnittliche Korrelationskoeffizienten, für Lumen 0.94, Intima-Media-Interface 0.92 und Plaque 0.94. Insgesamt zeigt sich für lumennahe Struk-

turen eine recht hohe Differenzierung. Als problematisch erweist sich noch die Approximation der Adventitia in stark arteriosklerotisch veränderten Gefäßen, hier sind vereinzelt Abweichungen bis zu 15% möglich. Erklärbar ist dieses durch ausgeprägte Schallschatten "hinter" hartem Plaque.

Ermittelt wurden die Messwerte auf einem 1.4GHz Dual-Prozessor PC-System bei einer durchschnittlichen Berechnungsdauer von unter 1 Sekunde pro Segmentierung einer IVUS-Aufnahme.

4 Schlussfolgerungen

Im Rahmen eines Systems zur Simulation und Planung bei intravaskulärer Brachytherapie sollte ein Segmentierungsalgorithmus entwickelt werden, welcher unter Echtzeitbedingungen automatisch und hinreichend genau anatomische Strukturen extrahiert. Zusätzlich sollte er im Follow-Up (Nachuntersuchung) unter Bereitstellung längerer Rechenzeit eine verbesserte Approximation der gesuchten Strukturen ermöglichen. Die Beschränkung auf nur elliptische Formen erweist sich als geeigneter Kompromiss zwischen einer ausreichenden anatomischen Deformierbarkeit und einer notwendigen Limitierung bzgl. der Formvielfalt.

Zusammenfassend lässt sich die Kombination aus scharfer und unscharfer Logik als geeignete Basis einer Segmentierung medizinischer Daten bezeichnen. Unter Beachtung limitierender Faktoren ist es das weitere Vorgehen, die ermittelten Strukturen mittels Snakes stärker zu deformieren [8].

Literaturverzeichnis

1. C. von Birgelen, C. DiMario, W. Li, et al.: Morphometric analysis in three-dimensional intracoronary ultrasound: An in-vitro and in-vivo study using a novel system for the contour detection of lumen and plaque, *American Heart Journal* 132, 516-527, 1996.
2. U. Quast: Definition and determinants of the relevant parameters of vascular brachytherapy, *Vascular Brachytherapy, new perspective*, Remedica Publishing, 1999.
3. L-K. Huang, M-J. Wang: Image Thresholding by minimizing the measures of fuzziness, *Pattern Recognition*, vol. 28/1, 41-51, 1995.
4. M. Galloway: Texture Analysis using Gray Level Run Lengths, *Comp. Graphics and Image Proc.* 4, 172-179, 1975.
5. A. Fitzgibbon, A. Pilu und R. Fischer: Direct least squares fitting of ellipses, In *Proc. of the 13th Int. Conference on Pattern Rec*, 253-257, 1996.
6. L.A. Zadeh, J. Kacprzyk: *Computing with Words in Information/Intelligent Systems*, Vol.1 & 2, Physica-Verlag Heidelberg, 1999.
7. J. Blank, D. Altman: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement, *Lancet*, vol. 2, 307-310, 1986.
8. M. Kass, A. Witkin und D. Terzopoulos: Snakes: Active Contour Models, *Int. Journal of Computer Vision*, 321-331, 1988.