Erschienen in: Bildverarbeitung für die Medizin 2002 : Algorithmen - Systeme - Anwendungen; proceedings des Workshops vom 10. - 12. März 2002 in Leipzig / Monika Meiler ... (Hrsg.). - Berlin [u.a.] : Springer, 2002. - S. 346-349. - ISBN 3-540-43225-6

Rekonstruktion der Koronaranatomie aus Echokardiogrammen

Uwe Graichen[1], Rainer Zotz[2], Philipp Wild[2] und Dietmar Saupe[1]

[1] Institut für Informatik, Universität Leipzig
04109 Leipzig, Augustusplatz 10 – 11
Email: {graichen,saupe}@informatik.uni-leipzig.de

[2] Kardiovaskuläre Forschungsgruppe am Klinikum Schwalmstadt
34613 Schwalmstadt, Krankenhausstr. 27
Email: rzo@schwalm-eder-kliniken.de

Zusammenfassung. Bei der Beurteilung des Gesundheitszustandes des menschlichen Herzens ist der Zustand der Koronargefäße mit Durchmessern größer als 2 mm besonders wichtig. Goldstandard für die Untersuchung der Koronarien ist die Röntgenangiographie, ein invasives Verfahren. Es wird ein nichtinvasives Verfahren vorgestellt, mit dem es möglich ist, Koronargefäße, deren Durchmesser in einem vorgegebenen Interval liegen, in 3D-Ultraschalldatensätzen zu detektieren und zu visualisieren.

1 Einleitung

In den westlichen Industrienationen ist koronare Herzerkrankung die Haupttodesursache. 1995 starben in Deutschland 178 495 Männer und 250 912 Frauen an Krankheiten des Kreislaufsystems. 87 739 Menschen starben am akuten Myokardinfarkt, der häufigsten Einzeltodesursache überhaupt [1].

Momentan ist die Röntgenangiographie Goldstandard bei der Beurteilung der Koronargefäße. Die Röntgenangiographie ist ein invasives, röntgenbasiertes Verfahren, das der Infrastruktur eines Herzkatheterlabors bedarf und mit Risiken für den Patienten verbunden ist.

Ultraschall gewinnt in der Kardiographie als bildgebendes Verfahren in zunehmenden Maße an Bedeutung. Ultraschallverfahren sind nicht-invasiv und ohne Strahlenbelastung für den Patienten. Aufgrund der vergleichsweise geringen Risiken wären sie auch als Screeninguntersuchungen geeignet. Echogeräte sind, verglichen mit anderen bildgebenden Geräten, preiswert und stark verbreitet.

Für die Beurteilung des Gesundheitszustandes des Herzens sind die Koronargefäße mit Durchmessern von 2 mm oder größer besonders interessant. Nachfolgend werden Verfahren vorgestellt, mit dem es möglich ist, gerichtete Strukturen mit vorgegebenen Durchmessern in Ultraschalldatensätzen zu detektieren. Für die Strukturanalyse werden Eigenwerte der Hessematrix verwendet. Die Elemente der Hessematrix werden durch Faltung mit partiell abgeleiteten Gaußkernen ermittelt. Es wird gezeigt wie die Standardabweichung der Gaußkerne zu wählen ist, um eine gerichtete Struktur mit vorgegebenen Durchmesser optimal zu finden.

2 Methoden

Gerichtete Strukturen können durch Filterverfahren, die auf zweifacher partieller Ableitung beruhen, gefunden werden. Im Raum $\mathbb{R}^1$ kann $\partial^2 f/\partial x^2$ einer gaußgeglätteten Funktion f durch Faltung von f mit einem zweifach partiell abgeleiteten Gaußkern g_{xx} ermittelt werden. Durch die Standardabweichung σ des Gaußkerns kann das Verfahren an Strukturen mit unterschiedlichen Durchmessern angepaßt werden. Nachfolgend wird das Verfahren für gerichtete Strukturen im Raum $\mathbb{R}^3$ erweitert.

Der Bildbereich des Datensatzes ist die Domäne $\Omega := (0, a_1)\times(0, a_2)\times(0, a_3)$. Das Bild wird durch eine Funktion $f : \Omega \to \mathbb{R}$ beschrieben. Für die Analyse der lokalen Bildstruktur werden die Eigenwerte und Eigenvektoren der Hessematrix $H = |\partial^2 f/\partial x_i \partial x_j|$ verwendet, die für jedes Voxel des Datensatzes berechnet wird [2,3]. Die Elemente der Hessematrix können durch Faltungen des Datensatzes mit entsprechend partiell abgeleiteten Gaußkernen ermittelt werden.

Als Referenzstruktur für eine gerichtete Struktur im dreidimensionalen Raum dient eine zentriert zur Achse der Struktur verlaufende zweidimensionale Gaußsche Dichtefunktion

$$f(x, y, z, d) = 4^{-\frac{2(x^2+y^2)}{d^2}} . \tag{1}$$

Die Strukturachse ist gleich der z-Achse. Die Funktion f ist in der Strukturmitte auf eins normiert $f(0, 0, z, d) = 1$ (helle Struktur auf dunklem Hintergrund). Der Durchmesser d der Struktur wird für das halbe Maximum der Funktion angenommen (full-width-at-half-maximum), für alle x, y mit $x^2 + y^2 = d^2/4$ ist $f(x, y, z, d) = 1/2$. Die Berechnung des Elements $\partial^2 f/\partial x^2$ der Hessematrix H erfolgt durch Faltung mit einem zweifach partiell nach x abgeleiteten dreidimensionalen Gaußkern g_{xx}

$$g_{xx}(x, y, z, \sigma) = \frac{\mathrm{e}^{-\frac{x^2+y^2+z^2}{2\sigma^2}}(-\sigma^2 + x^2)}{2\sqrt{2}\pi^{\frac{3}{2}}\sigma^{\frac{11}{2}}} . \tag{2}$$

Die Faltung $f * g_{xx}$ liefert die Funktion

$$c(x, y, z, d, \sigma) = -\frac{2^{\frac{5}{2}-\frac{4\pi^2 x^2+y^2}{\pi^2(d^2+8\sigma^2\ln(2))}} d^2\sigma^{\frac{3}{2}} \ln(2)(d^2 + 8(\sigma - x)(\sigma + x)\ln(2))}{\sqrt{\pi}(d^2 + 8\sigma^2\ln(2))^3} . \tag{3}$$

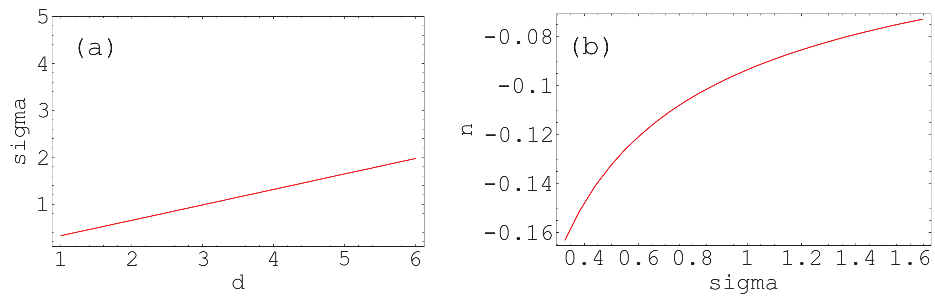
Die restlichen Elemente der Hessematrix H werden entsprechend berechnet. Setzt man $x, y = 0$, so erhält man die Antwort der Faltungsfunktion $c(x, y, z, d, \sigma)$ in Abhängigkeit von d und σ für die Mitte der gerichteten Struktur.

$$c(0, 0, z, d, \sigma) = \tilde{c}(d, \sigma) = -\frac{4d^2\sqrt{\frac{2}{\pi}}\sigma^{\frac{3}{2}}\ln(2)}{(d^2 + 8\sigma^2\ln(2))^2} . \tag{4}$$

Aus der Funktion $\tilde{c}(d, \sigma)$ wird der optimale Parameter σ für einen gegebenen Strukturdurchmesser d ermittelt (siehe Abbildung 2(a)). Aus $\frac{\partial\tilde{c}(d,\sigma)}{\partial\sigma} = 0$ folgt

$$\sigma_{\mathrm{opt}}(d) = \frac{d}{2}\sqrt{\frac{3}{\ln(1024)}} . \tag{5}$$

Abb. 1: (a) Optimaler Parameter σ_{opt} in Abhängigkeit vom Strukturdurchmesser d, (b) Normierungsfunktion $n(\sigma)$



Die Faltungsfunktion $\tilde{c}(d,\sigma)$ liefert für kleinere Parameter σ stärkere Antworten. Sollen mit verschieden Parametern σ ermittelten Kohärenzmaße κ verglichen oder zusammengefaßt werden, so müssen die Elemente der Hessematrix H, aus dessen Eigenwerten κ ermittelt wird, normiert werden. Setzt man in Gleichung (4) $d = 2\sigma\sqrt{\frac{\ln(1024)}{3}}$, dann erhält man die Normierungsfunktion $n(\sigma)$ (siehe Abbildung 2(b))

$$n(\sigma) = -\frac{15}{64\sqrt{2\pi}\sqrt{\sigma}}\,. \tag{6}$$

Aus den Eigenwerten $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ mit $|\lambda_1| > |\lambda_2| > |\lambda_3|$ der Hessematrix H wird für jedes Voxel ein Kohärenzmaß κ für gerichtete Strukturen ermittelt [4]. Es kann dabei vorgegeben werden, ob dunkle oder helle Strukturen gefunden werden sollen

$$\kappa_{\text{bright}} = \begin{cases} \frac{1}{2}(|\lambda_2| - |\lambda_3|)^2 & \text{für } \lambda_1, \lambda_2 < 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \tag{7}$$

$$\kappa_{\text{dark}} = \begin{cases} \frac{1}{2}(|\lambda_2| - |\lambda_3|)^2 & \text{für } \lambda_1, \lambda_2 > 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}\,.$$

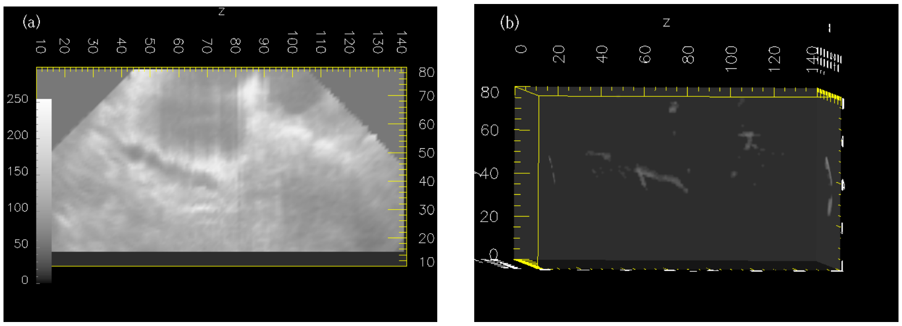
Das so ermittelte Kohärenzmaß κ wird für die Segmentierung und Visualisierung der Koronargefäße verwendet.

3 Ergebnisse

Das vorgestellte Verfahren wurde an Ultraschalldatensätzen, die mit einem HP SONOS 5500 in Kombination mit einer multiplanen und einer TEE-Sonde (Omniplane II) aquiriert wurden, angewendet.

Für die vorgewählten Gefäßdurchmesser werden die normierten Kohärenzmaße ermittelt. Anschließend wird ermittelt für welchen Gefäßdurchmesser das

Abb. 2: (a) Schnitt durch Ultraschallvolumendatensatz, (b) Detektiertes Koronargefäß mit Durchmesser von 3 − 6 mm



Kohärenzmaß maximal ist. Die so gewonnen Informationen werden mit Hilfe eines Volumerenderingverfahrens farbkodiert dargestellt. So gelingt es, Koronargefäße über längere Abschnitte darzustellen.

4 Diskussion und Ausblick

Mit Hilfe des vorgestellten Verfahrens ist es möglich, Koronargefäße abschnittsweise in Ultraschalldatensätzen zu detektieren. Es kann dabei das Intervall vorgegeben werden, in dem die Durchmesser der zu untersuchenden Gefäße liegen sollen. Für die Analyse der lokalen Struktur der Datensätze werden Hessematrizen verwendet. Die Elemente der Hessematrizen werden durch Faltung mit partiell abgeleiteten Gaußkernen ermittelt. Dadurch wird das Strukturanalyseverfahren robust gegen das in den Ultraschalldatensätzen enthaltene Speckle-Rauschen.

Die durch das vorgestellte Verfahren ermittelten Größen, können außerdem verwendet werden, um den Verlauf der Koronargefäße oder radiale Schnitte durch die Gefäße automatisch zu ermitteln.

Literatur

1. Statistisches Bundesamt, Herausgeber. *Gesundheitsbericht für Deutschland: Gesundheitsberichterstattung des Bundes*. Metzler-Poeschel, Stuttgart, 1998.
2. K. Krissian, G. Malandain, and N. Ayache. Model Based Multiscale Detection and Reconstruction of 3D Vessels. Technical Report RR-3442, Inria, Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique, 1998.
3. C. Lorenz et al. A multi-scale Line Filter with Automatic Scale Selection Based on the Hessian Matrix for Medical Image Segmentation. In B. Haar Romeny et al, Herausg., *Scale-Space Theory in Computer Vision*, S. 152–163. Springer, 1997.
4. U. Graichen, R. Zotz, P. Wild, and D. Saupe. Ermittlung von Koronargefäßverläufen in 3D-Kontrastechokardiogrammen. Procs BVM, S. 227–231. Springer, 2001.