Einsatz von steuerbaren Filtern zur modellbasierten Segmentation von Fundusphotographien

B. Kochner[1], D. Schuhmann[1], M. Michaelis[1], M. Obermaier[2], T. Bek[3], G. Mann[1], K.-H. Englmeier[1]

[1]GSF-Institut für Medizinische Informatik und Systemforschung, 85764 Neuherberg
Email: kochner@gsf.de
[2]Augenklinik rechts der Isar, 81675 München
[3]Aarhus University Hospital, DK-8000 Aarhus C

Zusammenfassung. Bildverarbeitungsmethoden zur automatischen Analyse von Fundusphotographien hinsichtlich der Entdeckung und Quantifizierung von diabetischer Retinopathie werden entwickelt. Die zentrale Aufgabe dieser Methoden ist die Segmentation der Papille und des Gefäßbaumes. Dadurch sollen einerseits pathologische Veränderungen am Verlauf und der Kontur von Gefäßästen erkannt und andererseits Läsionen auf dem restlichen Augenhintergrund durch einfache Bildverarbeitungsverfahren lokalisiert werden. Die Segmentation der Papille erfolgt durch ein hierarchisches Filterschema unter Berücksichtigung ihrer Lage und Form. Die Gefäße werden durch ein dreistufiges Verfahren extrahiert: 1) Tracken des Gefäßverlaufes, 2) Ermittlung der Gefäßkontur und 3) Identifikation von Gefäßverzweigungen. Alle Verfahren basieren auf steuerbaren Filtern.

Schlüsselwörter: Steuerbare Filter, Fundusphotographie, Gefäßsegmentation, Diabetische Retinopathie

1 Einleitung

Diabetische Retinopathie (DR) repräsentiert die führende Ursache für Erblindung in der westlichen Welt. Gefäßveränderungen, wie Mikroaneurysmen, perlschnurartige Veränderungen der Venen und Neovaskularisationen, zusammen mit Läsionen, wie Hämorrhagien und Exsudaten, sind Symptome dieser Erkrankung. In der klinischen Routine erfolgt die Beurteilung der krankhaften Veränderungen qualitativ durch direkte Untersuchung (Ophthalmoskopie) oder semiquantitativ durch Analyse photographischer Aufnahmen des Fundus (Fundusphotographien).

Das Ziel der im Rahmen des EU-geförderten OPHTEL-Projektes zu entwickelnden Bildverarbeitungsmethoden [1] ist die Quantifizierung der qualitativen Daten. Die Ergebnisse können durch einen wissensbasierten Monitor [2] ausgewertet und im Zusammenhang mit anderen Informationen, z.B. Patientendaten, interpretiert werden, um die Kontrolle von Diabetespatienten hinsichtlich der Entwicklung und des Verlaufs von diabetischer Retinopathie zu verbessern.

Zur computergestützten Bearbeitung von Fundusaufnahmen und insbesondere zur Segmentation [3, 4] und Analyse der retinalen Gefäße wurden unterschiedliche Methoden entwickelt. Jedem automatischen Bildverarbeitungsverfahren stellt sich das Problem der Farbunterschiede innerhalb eines Bildes durch die inhomogene Beleuchtung des Augenhintergrundes und der Farbunterschiede zwischen verschiedenen Bildern. Außerdem ist die Bildqualität, wie Kontrast und Helligkeit, nicht standardisiert.

Beste Segmentationsergebnisse werden beim Einsatz von kontinuierlich skalierten und orientierten gaussförmigen Filtermasken erwartet. Der Einsatz eines solch flexiblen Filterschemas ermöglicht detaillierte Beschreibungen der Bildinhalte, muß jedoch sorgfältig implementiert werden, da der Rechenaufwand mit der Zahl variierender Parameter dramatisch ansteigt. Im folgenden wird ein modellbasierter Ansatz zur Segmentation der Papille, des Gefäßbaumes und der Exsudate in Fundusphotographien präsentiert, der auf steuerbaren Filtern [5] basiert.

2 Material und Methoden

2.1 Bildmaterial

Die vorliegenden Fundusphotographien (41) wurden folgendermaßen klassifiziert: keine DR (1), milde nicht-proliferative DR (22), moderate nicht-proliferative DR (11), pre-proliferative DR (5), proliferative DR (2). Die Aufnahmen wurden durch eine 60° Funduskamera erfaßt und in 24 Bit Bilder (RGB) digitalisiert. Die Auflösung beträgt ca. 600 x 500 Pixel. Da sowohl die retinalen Gefäße als auch die Papille und die relevanten pathologischen Veränderungen (Exsudate) im grünen Farbkanal am besten repräsentiert sind, wird dieser im folgenden wie ein Grauwertbild behandelt.

2.2 Steuerbare Filter

Um detaillierte Informationen über die Bildinhalte zu erhalten, werden gaussförmige Filterkerne verwendet, die in der Skalierung (σ), der Aspect-Ratio (ϵ) und der Orientierung (ψ) variiert werden. Die Filterantworten der Gausskerne 1. Ordnung werden als $F_1(x, \sigma, \epsilon, \psi)$ und die der Gausskerne 2. Ordnung als $F_2(x, \sigma, \epsilon, \psi)$ bezeichnet. Um dieses flexible Filterschema effizient zu implementieren, wird die Methode der steuerbaren Filter verwendet [5]: Mit Hilfe von Linearkombinationen der Basisfunktionen A_m werden die kontinuierlichen Filterantworten $F_\alpha(x)$ in der Form

$$\hat{F}_\alpha(x) = \sum b_m(\alpha) A_m(x) \qquad (1)$$

approximiert, d.h. das Bild wird nur mit den A_m gefiltert. α bezeichnet den Steuerparameter (z.B. σ) und $b_m(\alpha)$ die Koeffizienten der Interpolationsfunktion.

2.3 Algorithmen

Papille Die Papille ist eine kreisförmige Struktur, die durch hohe Grauwerte charakerisiert ist. Die Hauptgefäßäste treten durch die Papille ins Auge und verlaufen dann auf einem ellipsenförmigen Weg. Gaussfilter 1. Ordnung in verschiedenen Orientierungen und Schwellwertverfahren werden dazu verwendet, die Kanten der Hauptgefäßäste zu extrahieren. Aus diesen Punkten wird mit Hilfe einer Hough-Transformation eine Ellipse berechnet. Die erwartete Position der Papille liegt auf einem der beiden Ellipsenbögen. Ein hierarchisches Filterschema basierend auf steuerbaren Filtern 1. Ordnung wird dazu verwendet, die exakte Lage und Größe der Papille zu ermitteln: Im ersten Schritt werden die Filterantworten an diskreten Punkten um jeden erwarteten Papillenmittelpunkt ausgewertet, um nicht in Frage kommende Punkte sofort auszuschließen. Im zweiten Schritt werden die Filterantworten auf gesamten Kreisen um jeden noch möglichen Papillenmittelpunkt analysiert: Der Mittelpunkt und Radius des Kreises mit dem maximalen Gradienten identifiziert die Papille.

Gefäße Die retinalen Gefäße sind linienförmige Strukturen, deren Profil durch eine Gausskurve approximiert werden kann. Um Durchmesser- und Richtungsdaten der einzelnen Gefäßsegmente zu erhalten, wird ein Tracking durchgeführt (Abb. 1). Im i. Schritt, beginnend beim Gefäßpunkt x_i wird der Punkt x_{i+1} in einem Abstand λ gesucht. ϕ_i bezeichnet die aktuelle Gefäßrichtung und r_i den aktuellen Gefäßradius. $\check{x}_{i+1} = x_i + X(\lambda, \check{\phi}_i)$ ist ein Vorschlag für den nächsten Gefäßpunkt, wobei $\check{\phi}_i = \phi_i + \theta, \theta \in [\pm\alpha/2]$. An den Punkten $\check{x}_{i+1}$ wird die maximale Antwort der rotierten und skalierten Linienfilter

$$\rho_2(\check{x}_{i+1}) = \max_{\sigma,\psi}\{F_2(\check{x}_{i+1}, \sigma, \psi)\} \tag{2}$$

bestimmt, wobei $\psi = \check{\phi}_i + \theta, \theta \in [\pm\beta/2]$. $\check{x}_{i+1}^{\max}$ bezeichnet die Positionen der maximalen Linienfilterantworten, die eine vordefinierte Grenze überschreiten.

Zusätzlich zu den Filterantworten muß die Grauwertinformation untersucht werden, um über den nächsten Gefäßpunkt $x_{i+1} = x_{i+1}^{\max}$ entscheiden zu können. Dies kann auf zwei Arten erfolgen: Das *local threshold tracking* verwendet die Grauwertinformation des bereits getrackten Gefäßes, indem es prüft, wie weit der Grauwert des nächsten Gefäßpunktes von denen der vorigen Punkte abweicht. Das *greyvalue minimum tracking* sucht zusätzlich noch nach den Grauwertminima, um den nächsten Gefäßpunkt zu identifizieren.

Die Gefäßkontur wird folgendermaßen ermittelt: Beginnend beim Mittelpunkt x_i werden die Punkte $\check{x}_{i+1,l} = x_i + X(\lambda, \phi_{i,l})$ auf der linken Scanlinie mit $\phi_{i,l} = \phi_i + \pi/2$ (rechte Seite analog) vertikal zu der aktuellen Ausbreitungsrichtung ϕ_i analysiert ($\lambda = 1, \ldots, \lambda_{\max}$). Die angewendeten Kantenfilterkerne sind in der Richtung $\psi = \phi_i + \theta, \theta \in [\pm\gamma/2]$ orientiert, d.h. sie variieren parallel zur Mittellinie. Der linke Konturpunkt wird berechnet, indem nach der maximalen Filterantwort

$$x_{i+1,l}^{max} = \max_{\psi,\lambda}\{\rho_1(\check{x}_{i+1,l})\} \tag{3}$$

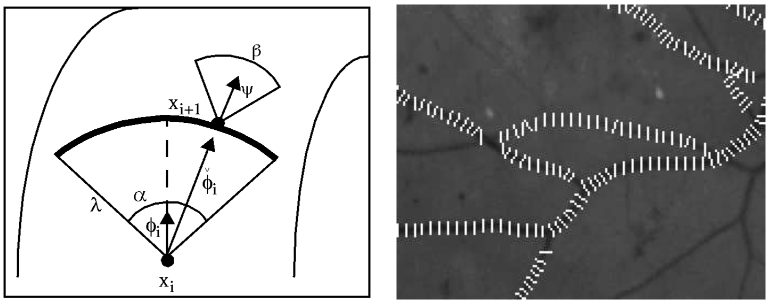

Abb. 1. (a) Tracking-Verfahren; (b) Segmentierte Gefäße

auf der linken Seite gesucht wird.

Abzweigende Gefäße werden anhand der bereits erläuterten local threshold oder greyvalue minimum Regeln bestimmt. Dafür werden Linienfilterkerne, die nahezu orthogonal zur Gefäßrichtung ausgerichtet sind, in einer Distanz λ links und rechts des Gefäßes eingesetzt.

Exsudate Nachdem die Papillenregion und die extrahierten Gefäße auf dem Fundusbild ausgeblendet sind, kann der Rest der Retina im Hinblick auf andere Läsionen untersucht werden. Exsudate zeichnen sich durch hohe Grauwerte und relativ scharfe Kanten zur Umgebung aus. Für ihre Segmentation wird zunächst eine Histogrammanalyse durchgeführt, wobei ein Schwellwert ermittelt wird, der die 5% höchsten Grauwerte im Grünkanal extrahiert. Dieser Schwellwert wird so angewendet, daß er vom Bildzentrum zur Peripherie exponentiell ansteigt. Liegt die Anzahl der markierten Pixel unter einer vordefinierten Grenze, wird das Verfahren mit einem niedrigen Zentralschwellwert wiederholt. An jedem markierten Pixel selbst und in der Umgebung wird die Kanteninformation analysiert. Als Exsudate klassifizierte Pixel müssen eine Mindestanzahl an Pixeln mit ausreichender Filterantwort in der Umgebung vorweisen.

3 Ergebnis und Diskussion

In Abb. 2 ist ein Ergebnis der Papillen-, Gefäß- und Exsudatextraktion abgebildet. Durch die Verwendung von Modellwissen über die Lage, die Form und die Grauwerte der Papille ist ihre Segmentation robust gegen auf der einen Seite Läsionen im Bild und auf der anderen Seite Variationen in den Papilleneigenschaften. Anfangspunkte der Gefäße werden automatisch an der Papille detektiert.

Für das Tracking der Gefäße werden die Filterantworten kontinuierlich skalierter und rotierter Gausskerne 2. Ordnung richtungsorientiert ausgewertet. Zusätzlich wird die Grauwertinformation in der lokalen Umgebung berücksichtigt. Das *greyvalue minimum* Tracking liefert in der Regel die besseren Ergeb-

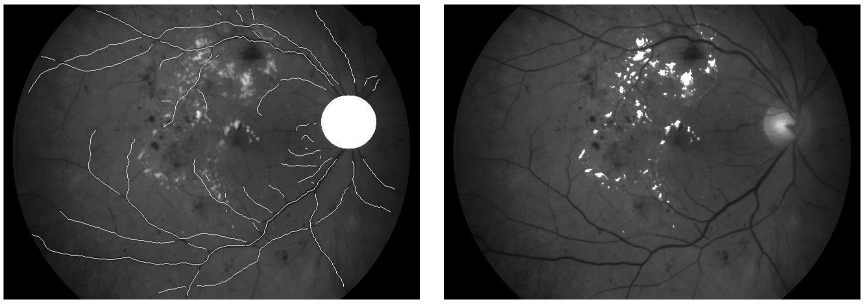

Abb. 2. Segmentationsergebnis (a) Gefäßbaum; (b) Exsudate

nisse, insbesondere wenn die Fundusaufnahme pathologische Veränderungen aufweist, da die Gefäßmittellinie durch die zusätzliche Suche nach dem Grauwertminimum präziser verfolgt wird. Segmentationsfehler können jedoch auftreten, wenn der Gefäßkontrast zu niedrig, das Gefäß zu schmal ist oder wenn große Läsionen das Gefäß überlagern. Einige dieser Probleme können dadurch gemindert werden, daß die Suche nach dem nächsten Gefäßpunkt in einem vergrößerten Abstand λ wiederholt wird. Die Bestimmung der Gefäßbreite erfolgt durch die Auswertung der Antworten der kontinuierlich rotierten Gaussfilter 1. Ordnung auf beiden Seiten der Gefäßmittellinie. Dies kann aus denselben Gründen, wie beim Tracking bereits aufgeführt, problematisch sein. Außerdem ist eine ausreichende Auflösung des Bildes und die korrekte Feststellung der Gefäßrichtung eine Grundvoraussetzung für diesen Schritt.

Nach dem Ausblenden der Papillenregion und der segmentierten Gefäße kann der restliche Augenhintergrund hinsichtlich anderer pathologischer Veränderungen untersucht werden. Die extrahierten Läsionen werden durch Parameter, wie Abstand zur Papille oder Fläche, quantifiziert.

Literatur

1. Kochner B, et al: An Image Processing System for Analysing Color Fundus Photographs with Regard to Diabetic Retinopathy. Klin. Monatsblätter für Augenheilkunde, 211(Suppl. 5):11, 1997.
2. Wegner A, et al: Knowledge-Based Monitoring of Glaucoma and Diabetic Retinopathy by Means of Fuzzy Rules, Neural Nets and Image Processing Methods. Proc. of the Int. Congress on Computer Integrated Surgery, P03-069, 1997.
3. Chaudhuri S, Chatterjee S, Katz NP, Nelson MR, Goldbaum MH: Detection of Blood Vessels in Retinal Images Using Two-Dimensional Matched Filters. IEEE Transactions on Medical Imaging, 8:263–269, 1989.
4. Tamura S, Okamoto Y, Yanashima K: Zero-Crossing Interval Correction in Tracing Eye-Fundus Blood Vessels. Pattern Recognition, 21:227–233, 1988.
5. Michaelis M: Low Level Image Processing Using Steerable Filters. Dissertation, Technische Fakultät der Christian-Albrechts-Universität Kiel, 1995.