Analyse von Fundusbildern zur Bewertung des Erfolges von Operationen bei Macula pucker

Chr. Roßmanith[1], O. Huwendiek[2], H. Handels[1], W. Brockmann[2], A. Hager[3], H. Laqua[3], E. Maehle[2], S.J. Pöppl[1]

Institute für Medizinische Informatik[1] und Technische Informatik[2],
Klinik für Augenheilkunde[3],
Medizinische Universität zu Lübeck, Ratzeburger Allee 160, 23564 Lübeck
Email: rossmani@medinf.mu-luebeck.de

Zusammenfassung. Dieser Beitrag präsentiert ein Verfahren zur Segmentierung und Ausrichtung von Fundusbildern, die bei Macula pucker Patienten zur Dokumentation des Operationserfolges aufgenommen wurden. Bei diesen Patienten hat sich eine kontraktionsfähige, epiretinale Membran am hinteren Augenpol gebildet, die zu Verziehungen der Netzhaut führt. Die Segmentierung erfolgt durch ein Template Matching Verfahren auf Grauwertgradienten prä- und postoperativer Fundusbilder. Nach der Markierung korrespondierender Gefäßabschnitte werden durch ein Ausrichtungsverfahren dann unter der Berücksichtigung, daß sich die Lage der Gefäße durch die Operation verändert haben kann, optimale Transformationsparameter bestimmt. Dies ermöglicht quantitative Analysen der Veränderungen der Gefäßverläufe.

Schlüsselwörter: Fundusbild, Registrierung, Segmentierung, Bildanalyse

1 Einleitung

Im Mittelpunkt des Beitrages stehen Methoden zur Analyse und Vermessung von Augenhintergrundbildern, die zur objektivierten Beurteilung des Erfolges von Augenoperationen bei Macula pucker entwickelt wurden. Bei den erkrankten Personen hat sich eine kontraktionsfähige, epiretinale Membran am hinteren Augenpol gebildet, die zu Verziehungen der Netzhaut führt. Diese Kontraktion kann zu einer Herabsetzung der zentralen Sehschärfe und Verzerrungen bei der visuellen Wahrnehmung (Metamorphopsien) führen. Bei ausgeprägten Beschwerden ist eine chirurgische Entfernung der Membran über eine Pars-plana-Vitrektomie möglich, wodurch es in den meisten Fällen zu einer deutlichen Reduktion der Metamorphopsien kommt. Der Effekt dieser operativen Membranentfernung soll durch Vergleich der prä- und postoperativen Verziehung der inneren Netzhautschichten untersucht werden.

Ansätze zur computergestützten Analyse der retinalen Morphologie wurden beispielsweise in [1] vorgestellt. Bei dem hier vorgestellten Ansatz werden die retinalen Gefäße als Marker genutzt, um das Ausmaß der retinalen Verziehung zu bestimmen, die entweder durch einen typischen korkenzieherartigen oder besonders gestreckten Verlauf der Netzhautgefäße deutlich wird. Als Ausgangsbasis dienen prä- und postoperativ erstellte Farbbilder des Augenhintergrundes. Diese werden auf eine Photo CD übertragen und stehen somit für eine digitale Verarbeitung zur Verfügung.

2 Ausrichtung

Die visuelle Beurteilung der Gefäßbewegungen wird wesentlich erleichtert, wenn prä- und postoperatives Bild in einer Animation in raschem Wechsel gezeigt werden, statt sie nebeneinander zu präsentieren. Um nur die durch die Entfernung der Membran verursachten Gefäßbewegungen darzustellen, ist es notwendig, zunächst durch Anwendung von Registrierungsverfahren eine Ausrichtung der Bilder durchzuführen. Bei der gesuchten Transformation muß berücksichtigt werden, daß die Gefäßveränderungen in den nicht ausgerichteten Bildern zum einem auf unterschiedliche Aufnahmebedingungen und zum anderen auf Gefäßbewegungen zurückzuführen sind.

Nur für die Papille kann angenommen werden, daß sie durch die Entfernung der Membran keine Lageveränderung erfahren hat. Daher werden zunächst die Papillen in beiden Bildern durch eine Translation zur Deckung gebracht und anschließend die optimalen Parameter für eine Rotation und eine zentrische Streckung ermittelt.

Es bezeichnen τ und τ' die Translationen, die die Papillen zur Deckung bringen und sie in den Ursprung des Koordinatensystems überführen. Ferner bezeichnen p_i Punkte aus dem Referenzbild und p_i' Punkte aus dem auszurichtenden Bild. Ihre Bestimmung wird in Abschnitt 4 beschrieben. Nach der Translation erhält man

$$q_i = p_i - \tau \qquad \text{und} \qquad q_i' = p_i' - \tau' \tag{1}$$

Für korrespondierende Punktepaare (q_i, q_i'), $i = 1, \ldots, M$, gilt nun:

$$\begin{aligned} q_i' &= \underbrace{\begin{pmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha \\ \sin\alpha & \cos\alpha \end{pmatrix}}_{M_\alpha} \cdot q_i + t_i \\ &= \begin{pmatrix} a & -\sqrt{1-a^2} \\ \sqrt{1-a^2} & a \end{pmatrix} \cdot q_i + t_i \qquad (\text{mit } a = \cos\alpha) \end{aligned} \tag{2}$$

d.h. ein Teil der Abweichung zwischen $q_i = (x_i, y_i)$ und $q_i' = (x_i', y_i')$ läßt sich durch eine Rotation beschreiben und es verbleibt ein Anteil, der die Skalierung sowie die Gefäßbewegung repräsentiert. Der Winkel α ergibt sich aus der Bedingung, daß der Translationsanteil minimiert wird, d.h.

$$f(a) := \sum |t_i|^2 \stackrel{!}{=} \min \quad \Leftrightarrow \quad f'(a) = 0 \wedge f''(a) > 0.$$

Die eindeutige Lösung für a lautet:

$$a = \sqrt{\frac{A^2}{A^2 + B^2}} \tag{3}$$
$$A := \sum_i (x_i x'_i + y_i y'_i) \quad B := \sum_i (x_i y'_i - x'_i y_i).$$

Somit erhält man

$$r_i = q_i \qquad \text{und} \qquad r'_i = M_\alpha \cdot q'_i \tag{4}$$

Mit einem analogen Ansatz erhält man für den Skalierungsfaktor σ:

$$\sigma = \frac{1}{M} \sum_i \frac{r_i \cdot r'_i}{|r_i^2|} \tag{5}$$

und insgesamt für die gesuchte Transformation

$$s_i = r_i \qquad \text{und} \qquad s'_i = \sigma \cdot r'_i \tag{6}$$

3 Segmentierung

Das Ziel der Segmentierung besteht in der Extraktion der Mittellinien der Gefäße. Sie erfolgt im Grünkanal I_g eines Fundusbildes I_{rgb}, da die Gefäße hier am kontrastreichsten dargestellt werden. Abb. 1 zeigt links den Grünkanal eines

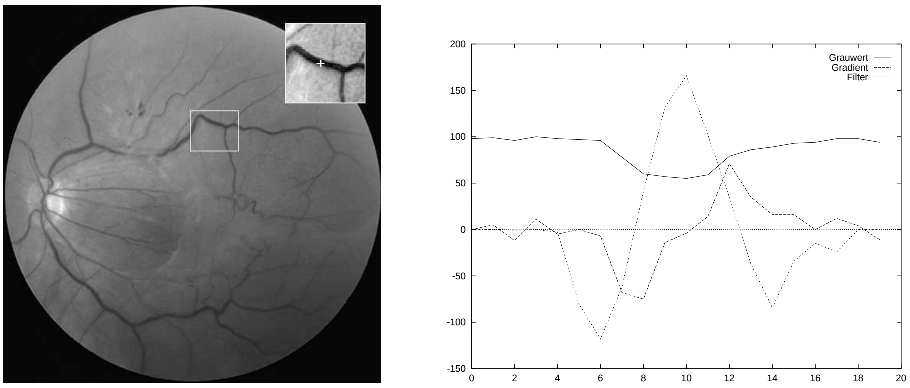

Abb. 1. Grünkanal eines Fundusbildes *(links)*. Vertikales Grauwertprofil durch den im linken Bild markierten Punkt (durchgezogen), Gradientenverlauf (gestrichelt), Filterantwort (gepunktet).

Fundusbildes und rechts das Grauwertprofil entlang einer vertikalen Linie, die ein Gefäß orthogonal zu seiner Verlaufsrichtung schneidet. Gestrichelt ist der Gradient dieses Grauwertprofils dargestellt. Punkte auf den Gefäßmittellinien zeichnen sich durch ein lokales Minimum im Intensitätsverlauf und somit durch einen

Nulldurchgang im Gradientenverlauf aus, wobei ein Vorzeichenwechsel von $+$ nach $-$ erfolgen muß. Der Gradientenverlauf ähnelt in seiner Form der Funktion $sin(x)$ im Intervall $-\frac{\pi}{2} \leq x \leq \frac{\pi}{2}$. Dies motiviert den Einsatz der diskretisierten sin-Funktion als Template S in einem Template-Matching Verfahren [2] zur Detektion von Punkten auf der Mittellinie. Ein binäres Linienbild L wird aus I_g wie folgt generiert:

1. Berechne mit Hilfe des Sobeloperators [3] Gradientenbilder $I_{grad_{\alpha_i}}$ für die Richtungen $\alpha_i = 0°, 45°, 90°, 135°$.
2. Falte $I_{grad_{\alpha_i}}$ nacheinander mit Templates S_k der Breite $k = 3, 5, 9$, um Gefäße unterschiedlicher Breite detektieren zu können: $I_{grad_{\alpha_i},k} = I_{grad_{\alpha_i}} * S_k$. Es hat sich herausgestellt, daß es genügt, diese Templatebreiten zu berücksichtigen.
3. Bestimme für jeden Bildpunkt (x, y) und für jede Templatebreite k die Richtung α_0, für die $I_{grad_{\alpha_i},k}$ maximal wird. Erzeuge für jede Templatebreite ein Maximumsbild m_k nach folgender Vorschrift:

$$m_k(x,y) := \begin{cases} I_{grad_{\alpha_0},k}(x,y) & : \quad I_{grad_{\alpha_0},k}(x,y) \text{ ist lok. Maximum} \\ & \quad\ \text{in Richtung } \alpha_0 \\ 0 & : \quad \text{sonst} \end{cases}$$

   Durch die Bedingung *lok. Maximum* wird m_k für Punkte neben der Mittellinie zu 0 gesetzt, so daß die Binarisierung im nächsten Schritt ein Bild liefert, daß weitgehend ein Pixel breite Linien enthält.
4. Bilde $m(x, y) = \max_k m_k(x, y)$ und setze

$$L(x,y) := \begin{cases} 1 & : \quad m(x,y) > \theta \\ 0 & : \quad \text{sonst} \end{cases}$$

   Die Binarisierung bezüglich des Schwellwertes $\theta > 0$ bewirkt insbesondere, daß im Hintergrund detektierte Punkte eliminiert werden. Abb. 2 zeigt den Grünkanal I_g eines Fundusbildes, dem ausgewählte Teilsegmente des skelettierten Linienbildes L überlagert wurden.

Das so erhaltene Binärbild wird skelettiert [4].

4 Quantitative Analyse

Die quantitative Analyse verfolgt das Ziel, ein Maß für den Grad der durch die Operation bewirkte Änderung der Gefäßverläufe zu finden. Ausgangspunkt bilden die in den prä- und postoperativen Linienbildern durch die Augenärztin markierten Gefäßabschnitte mit korrespondierenden Anfangs- und Endpunkten. Korrespondierende Endpunkte der Gefäßabschnitte sind geeignete Kandidaten p_i, p'_i für die Bestimmung des Rotationswinkels α und des Skalierungsfaktors σ. In Abb. 2 (links) sind die ausgerichteten Gefäßabschnitte gemeinsam dem postoperativen Bild überlagert dargestellt. Für die quantitative Beschreibung der Gefäßbewegungen wird für jedes Segmentpaar punktweise die euklidische

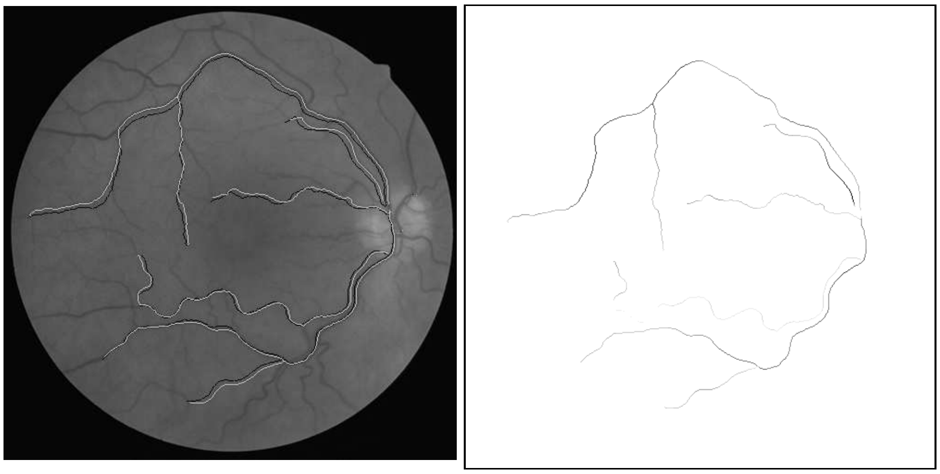

Abb. 2. *Links:* Ausgerichtete prä- und postoperative Gefäßsegmente (dunkel/hell) wurden dem postoperativen Bild gemeinsam überlagert. *Rechts:* Darstellung der punktweisen euklidischen Distanz zwischen korrespondieren Segmenten kodiert auf einer Grauwertskala. Große Distanzen sind dunkel, kleine hell dargestellt.

Distanz zwischen den Segmenten berechnet. Um zu gewährleisten, daß beide Segmente dieselbe Anzahl von Punkten enthalten, wird das Kürzere zuvor linear interpoliert und neu abgetastet. In Abb. 2 werden rechts die so bestimmten Distanzen auf einer Grauwertskala visualisiert.

In nächsten Arbeitsschritten wird untersucht, inwieweit die Transformation zur Ausrichtung auch bei stärker abweichenden Aufnahmewinkeln hinreichend durch Translation, Rotation und Skalierung modelliert werden kann.

Literatur

1. A. Kaupp, A. Dölemeyer, R. Schlösser, R. Wilzeck, S. Wolf: Automatische Analyse der retinalen Morphologie mit einem hierarchischen Bildverarbeitungsansatz. Mustererkennung 1994, 91ff.
2. M. Sonka, V. Hlavac, R. Boyle: Image Processing, Analysis and Machine Vision, Chapman & Hall, 1993.
3. R.C. Gonzalez, P. Wintz: Digital Image Processing, 2nd edition. Addison-Wesley, 1987.
4. P.Zamperoni: Methoden der digitalen Bildsignalverarbeitung, Vieweg, 2. Auflage, 1991.