Automatische Bestimmung des Arterie-Vene Verhältnisses auf Retina-Tomograph Bildern

István Pál[1], Georg Michelson[1], Gerhard Zinser[2]

[1]Friedrich Alexander Universität Erlangen-Nürnberg
Augenklinik mit Poliklinik, Labor für okuläre Perfusion
D-91054 Erlangen, Schwabachanlage 6.
Email: inpal@cip.informatik.uni-erlangen.de
[2]Heidelberg Engineering GmbH
D-69121 Heidelberg Tiergartenstr. 17.

Zusammenfassung Das Auge ist das einzige menschliche Organ, wo das Blut-Gefäßsystem ohne physikalische Einwirkung beobachtbar ist. Eine Änderung der retinalen Gefäßen kann auf verschiedene Erkrankungen (nicht nur auf Augenerkrankung) z.B. Nieren-Erkrankungen, Diabetes, Glaukom und auf verschiedene Zirkulationsproblemen hinweisen. Es gibt eine Verknüpfung zwischen Veränderung der Arterie-Vene Ratio und vascularen Erkrankungen. Es wird auf den HRT-Fundusaufnahmen die automatische Berechnung des Arterie-Vene Verhältniusses vorgestellt.

Schlüsselwörter: Arterie-Vene Verhältnis, Retina-Tomograph, Gefäßsegmentierung

1 Einleitung

Das Auge ist das einzige menschliche Organ, wo das Blut-Gefäßsystem ohne physikalische Einwirkung beobachtbar ist. Eine Änderung der retinalen Gefäßen kann auf verschiedene Erkrankungen (nicht nur auf Augenerkrankung) z.B. Nieren-Erkrankungen [1], Diabetes, Glaukom [2], und auf verschiedene Zirkulationsproblemen hinweisen. Es kann Verknüpfung zwischen Einengung der retinalen Arteriolen, Veränderung der Arterie-Vene Ratio, hochen Blutdrucks, cerebrale und cardiovasculare Erkrankungen beobachtet werden [3]. Hubbards [4] führten die Bestimmung des Gefäßdurchmessers bzw. die Berechnung des Arterie-Vene Verhältnisses manuell durch.

Ziel ist durch die Untersuchung des Arterien-Vene Verrhälnisses eine frühzeitige Erkennung und Vorbeugung der vaskulären Erkrankungen.

Die Bilder werden mit Heidelberg Retina Tomograph (HRT) aufgenommen. Der HRT bietet eine Möglichkeit für die Darstellung des retinalen Gefäßsystems mit Hilfe eines auf "Scanning Laser" Technik basierenden Verfahrens. Der Augenhintergrund wird durch einen Laserstrahl (mit konfokaler Technik) von 10μm Durchmesser in 32 Schichten in 2 Sec. abgetastet. Die Auflösung der digitalen Bilder ist also ein $256 \times 256 \times 32$ Pixelarray.

2 Vorverarbeitung

Die 32 Schichtbilder von HRT werden durch ein Intensität-Differenz Verfahren zueinander verschoben, bzw. aliniert. Aus dem Pixelarray wird ein gemitteltes Bild hergestellt, so dass nur die Schichtbilder verwendet werden, deren Mittelwert größer als ein Schwellwert ist. Es kann natürlich nur ein Schichtbild aus den 32 Schichten ausgewählt werden und für die weitere Verarbeitung verwendet werden. Die Aufnahmen werden wegen den Beleuchtungsproblemen mit einer adaptiven Histogram Transformation (AHA) ausgeglichen. Über Beleuchtungsprobleme wird gesprochen, wenn der abgebildete Augenhintergrund ungleichmäßig ist oder es nicht in einer fokalen Ebene liegt. Dann sind die Teile der Aufnahme, meistens die Ränder oder sogar eine Hälfte des Bildes zu dunkel oder zu hell. Dieses Problem wird mit AHA unterdrückt.

Es wurden verschiedene Kanten- und Liniendetektionsverfahren, wie konventionelle Sobel-Operator, Laplace-Operator, Canny-Operator, verschiedene Richtungsfilter [5, 6, 7] sowie der Log/Linear-Operator [8] und auch Bandpassfilter im Fourierraum (siehe Abb. 1) untersucht, um die retinalen Gefäße zu segmentieren. Als eine andere Alternative wurde ein mehrschichtiges Perzeptron-Netz (MLP) an einem manuell segmentierten Lernbeispiel trainiert und für die Gefäßsegmentierung mit verschiedenen Netztopologien verwendet. Das Gefäßsystem kann anhand bisherigen Untersuchungen mit Marr-Hildreth Operator [9] am besten segmentiert werden (siehe Abb. 1 unten).

2.1 Arterie-Vene Segmentierung

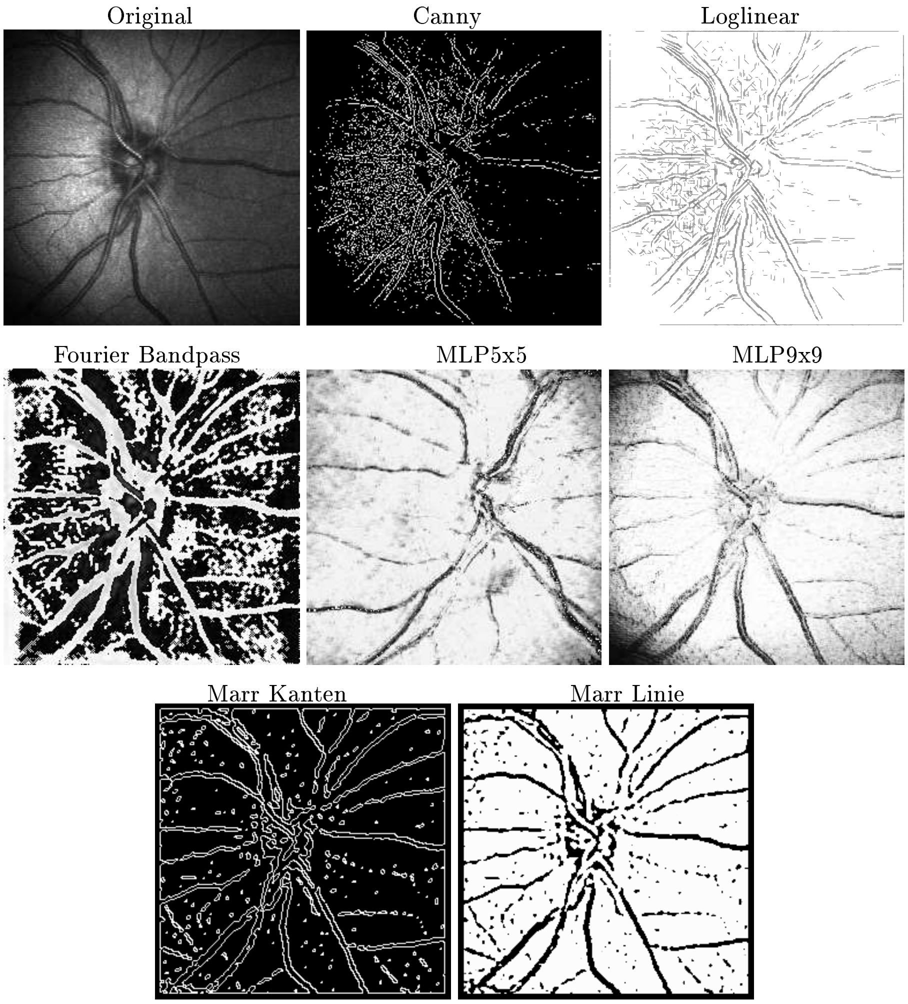
Auf den gefäßsegmentierten Bildern sind die Arterien und Venen noch mit gleichem Grauwert dargestellt.

Die Arterien sind auf den Aufnahmen schmaler als die Venen und zeigen eine Glockkurve als Querschnitt, bis die Venen breiter und dunkler sind als die Arterien. Es wird im ersten Schritt die Mittellinie der Blutgefäße durch Skelettierung [10] ermittelt. Danach wird zu jedem Gefäßmittelpunkt der Gefäßdurchmesser durch Quadratausfüllung [11] bestimmt. Ausgehend aus den Mittelpunkten der Blutgefäße werden die Merkmale der Venen und Arterien als Input eines neuronalen Netzes eingegeben. Diese Merkmale sind die Gefäßdicke, die Parametern des auf den Gefäßverlauf senkrecht liegenden Grauwertprofils, wie der Mittelwert. Das neuronale Netz als Klassifkator unterscheidet die Arterien und Venen anhand den Merkmalen (siehe Abb. 2).

3 Bestimmung des Arterie-Vene Verhältnisses

Ausgehend aus dem Mittelpunkt der Papille, wo die Gefäße und die Sehnerven in das Auge ein- und austreten, verlaufen die Gefäße in radiale Richtung. So werden konzentrische Kreise um den Mittelpunkt der Papille mit zuwachsenden Radius mit Hilfe von Bresenham Kreiszeichnenalgorithmus gezeichnet. Entlang den Kreisbogen werden die zu dem aktuellen Kreis und Gefäßmittelpunkt gehörenden

Abbildung1. Kanten und Liniendetektion auf den HRT Bildern



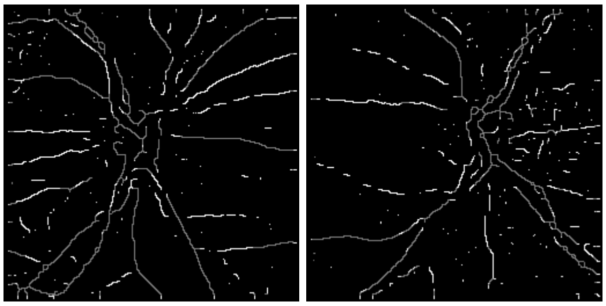
Durchmesser von Arterien und Venen verwendet. Die Durchmesser werden geordnet und paarweise mit suksessiver Mittelung als Parameter für Arterie-Vene Verhältnisses (A/V Ratio) ermittelt. Das A/V Ratio wird anhand [4] errechnet:

$$W_A = \sqrt{a_1 \cdot W_a^2 + b_1 \cdot W_b^2 + c_1 \cdot W_a W_b + d_1} \text{ für Arterien} \tag{1}$$

$$W_V = \sqrt{a_2 \cdot W_a^2 + b_2 \cdot W_b^2 + c_2} \text{ für Venen,} \tag{2}$$

wobei $a_{1,2}, b_{1,2}, c_{1,2}, d_1$ Konstanten sind. Der Quotient von W_A und W_V gibt das Arterie-Vene Verhältnis an

Abbildung2. Ergebnisse der Arterie-Vene Unterscheidung, die dunklen Linien bezeichnen die Venen und die weißen Linien bezeichnen die Arterien



$$A/V = \frac{W_A}{W_V} \tag{3}$$

4 Zusammenfassung und Ausblick

Die Schwachstelle der automatischen Bestimmung der A/V Ratio besteht in der Arterie-Vene Unterscheidung. Diese Aufgabe ist manchmal auch für das menschliche Auge schwierig, es gibt nähmlich Fälle, wo die Arterien und Venen den gleichen Grauwertverlauf haben. Eine modellbasierte Graphbeschreibung der Gefäße [12] wird geplant, wobei zusätzliche Informationen für die Arterie-Vene Unterscheidung, wie Kreuzungen und Bifurkation der Gefäße verwendet werden können.

Auch die Verwendung eines MLPs für Arterie-Vene Unterscheidung ist geplant, wo ein genügend großes Fenster auf dem Inputbild verschoben wird und mit Hilfe eines per Hand gemachten künstlichen teaching outputs gelehrt wird.

Literatur

1. Pscherer S: *Augenhintergrundsveränderungen des nireninsuffizienten Kindes und Jugendlichen.* Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Erlangen–Nürnberg, Agenklinik mit Poliklinik, Erlangen, 1991.
2. Michelson G, Groh M, Langhans M. J, Schmauß B: Zweidimensionale Kartierung der retinalen und papillären Mikrozirkulation mittels Scanning Laser Doppler Flowmetrie. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*, 207(3):180–190, 1995.
3. Brothers R, Hubbard L, Sharrett A, Neider N, King W, Clegg L, Cooper L: Relationship of blood pressure and retinal vascular abnormalities in the aric study. *Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO)*, Fort Lauderdale, Florida, May 10–15. 1998.
4. Hubbard L, Brothers R, Cooper L, Neider N, King W, Clegg L, Sharrett A: Relationship of blood pressure and generalised retinal arteriolar narrowing in the

aric study. *Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO)*, Fort Lauderdale, Florida, May 10–15. 1998.

5. Chaudhuri S, Chatterjee S, Katz N, Nelson M, Goldbaum M: Detection of blood vessels in retinnal images using two-dimensional matched filters. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 8(3):263–269, 1989.
6. Kutka R, Stier S: Blood Vessel and Feature Extraction Based on Direction Fields. *Proc. of the Workshop on Image Registration and Segmentation*, Brussels, Apr. 1994.
7. Tamura S: Zero-crossing intervall correction in tracing eye-fundus blood vessels. *Pattern Recognition*, 21(3):227–233, 1988.
8. Iverson L, Zucker S. W: Logical/linear operators for image curves. *IEEE Trans. on PAMI*, 1995.
9. Marr D: *Vision.* W.H. Freeman and Company, New York, 13.. Ausg., 1996.
10. Zhou R. W, Quek C, Ng G. S: A novel single-pass thinning algorithm and an effective set of performance citeria. *IEEE Trans. on Pattern Recognition Letters*, 16:1267–1275, 1995.
11. Pál I, Michelson G, Niemann H, Welzenbach J: Erkennung von Mikrozirkulationsstörungen der Netzhaut mittels "Scanning Laser Doppler Flowmetrie". Lehmann T, Scholl I, Spitzer K (Hrsg.), *Bildverarbeitung für die Medizin: Algorithmen–Systeme–Anwendungen Proceedings des Aachener Workshops*, Verlag der Augustinus Buchh., Aachen, S. 89–94, Nov. 1996.
12. Fazekas Z: Graph–Based Description of Retinal Blood–Vessels in Fluorescein Angiograms. *Proc. of IWSSIP - 4th International Workshop on Systems, Signals and Image Processing*, Poznan, Poland, S. 235–238, Mai 1997.