# Ein Vergleich der Gefäßsegmentierungsverfahren auf SLDF-Perfusionsbildern

István Pál

Nyíregyházi Főiskola
Matematikai és Informatikai Intézet
4400 Nyíregyháza, Sóstói út 31/b., Ungarn
Email: pali@zeus.nyf.hu

**Zusammenfassung.** In dieser Arbeit werden unterschiedliche Gefäßsegmentierungsverfahren auf den SLDF-Perfusionsbildern (Scanning Laser Doppler Flowmetrie) untersucht und wird plausibel gezeigt, dass die Gefäßsegmentierung (GSG) von Pál [1] im Sinne des SNR und gefäßfreien Gebietes bzw. FOM (Pratt's Figure of Merit) bessere Ergebnisse liefert als die anderen konventionellen und speziellen Verfahren wie der DoG (Difference of Gaussian), LoG (Laplacian of Gaussian / Marr-Hildreth) Operatoren.

## 1 Einleitung

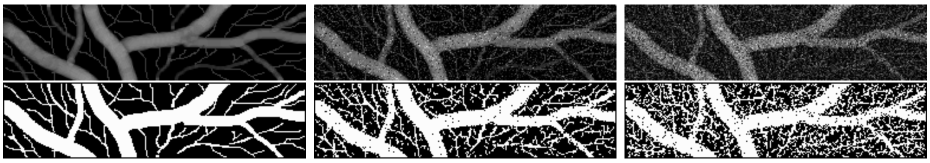
Die Segmentierung von Kanten und Linien gehören schon von Anfang an zu den meist geforschten Verfahren der digitalen Bildverarbeitung. Die bekanntesten Methoden sind davon der Sobel-, Prewitt-, Kirsch-, Canny-, Marr-Hildreth-Operator etc. In Fachzeitschriften erschienen zahlreiche Veröffentlichungen, die die Kanten- und Liniensegmentierungsverfahren zur Gefäßsegmentierung in Angiographie, Computer Tomographie (CT) und auf den Fundus Aufnahmen verwenden [2,3,4,5] [6,7,8,9]. Trotz diesen Bemühungen gibt es kein allgemeines Verfahren, das die Segmentierung von Gefäßen mit ungefähr gleicher Qualität auf jedem von durch verschiedenen Aufnahmetechniken verfertigten Bildern durchführen kann. Dies liegt nicht nur auf dem Segmentierungsverfahren, sondern auch auf sehr unterschiedlichen Aufnahmetechniken und auf der unterschiedlichen Grauwertdynamik der Bilder.

## 2 Methoden

Die Gefäßsegmentierung wird auf den SLDF-Perfusionsbildern (Scanning Laser Doppler Flowmetrie) durchgeführt. Die Bilder wurden an der Augenklinik der Universität Erlangen-Nürnberg aufgenommen. Für die Gefäßsegmentierung werden die DoG (Difference of Gaussian), LoG (Laplacian of Gaussian / Marr-Hildreth) Operatoren und im [1] beschriebenes Verfahren (GSG) verwendet (siehe Abb. 1), wobei das letztere auf einer nichtlinearen iterativen Kontrasthervorhebung im Linien,- bzw. Kapillarenbereich basiert.

**Abb. 1.** Gefäßhervorhebung (oben: gesund, unten: glaukom): GSG, LoG und DoG Operator

**Abb. 2.** Künstliche Bilder mit unterschiedlichem SNR (dB) und deren Gefäßsegmentierte (unten)



Im ersten Schritt wird gezeigt, wie die Gefäßhervorhebung auf den verrauschten SLDF-Bildern funktioniert. Zu den Bildern wird Poisson-Rauschen [10] addiert. Um das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) bestimmen zu können, werden innerhalb des Bildes zufällig Koordinaten generiert und zu diesen Bildpunkten das Rauschen addiert.

Um die Robustheit und Funktionalität des Kapillar- bzw. Gefäßhervorhebungsalgorithmusses aus [1] zu zeigen, wird das Verfahren auf künstlichen Bildern mit unterschiedlichen Stufen von Rauschen durchgeführt (siehe Abb. 2). Um die Verschlechterung bzw. Änderung der Bilder messen zu können, wird eine Distanzfunktion für die Binärbilder definiert:

**Definition 1.** *Die Bilddistanzfunktion wird als Folgendes definiert:*

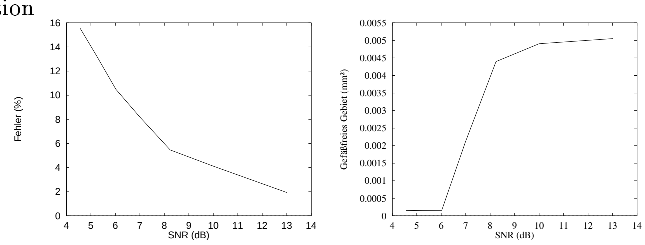
$$d(B_1, B_2) = \frac{1}{N \cdot M} \sum_{\forall i,j} d_p(b_{ij}^{(1)}, b_{ij}^{(2)}), \tag{1}$$

*wobei* $d_p(.,.)$ *der Abstand von zwei Pixeln* $b_{ij}^{(1)}$, $b_{ij}^{(2)}$ *mit gleichen Koordinaten* $i, j$ *ist und definiert wird zu:*

$$d_p(b_{ij}^{(1)}, b_{ij}^{(2)}) = \begin{cases} 1 \; falls \, b_{ij}^{(1)} \neq b_{ij}^{(2)} \\ 0 \; sonst \end{cases} \tag{2}$$

Eine andere Möglichkeit ist die Darstellung des Gefäßsegmentierungsverfahrens auf den Makulaaufnahmen, wo innerhalb des Makulabereiches keine Gefäße und Kapillaren zu finden sind. Eine Schwierigkeit ist jedoch, das Auge mit dem Makula in den Strahl zu fixieren, weil einerseits der Abtaststrahl vom Auge mitgefolgt wird und anderseits die Makula in einem Punkt durch

**Abb. 3.** Der gemessene Fehler bzw. die Änderung des gefäßfreien Gebietes nach der Rauschaddition




diesen direkten Reiz nicht fixiert werden kann. Auf diesen Aufnahmen ist die Makula kaum oder gar nicht erkennbar.

Als eine dritte Möglichkeit ergibt sich die Gefäßsegmentierung auf den überfokussierten Bildern, wobei die dickeren Gefäße teilweise zu sehen sind, aber die Kapillaren verschwinden und es wird angenommen, dass das gefäßfreie Gebiet nur aus Rauschen besteht.

Eine weitere Möglichkeit besteht in Pratt's Figure of Merit (FOM) Verfahren [11], mit dem Ergebnisse der verschiedenen Kanten- und Liniensegmentierung verglichen werden können.

## 3 Ergebnisse

Der gemessene Fehler zwischen der Gefäßhervorhebung des originalen Bildes und das Ergebnis des verrauschten Bildes bzw. die Änderung des gefäßfreien Gebietes nach der Rauschaddition ist auf der Abbildung 3 zu sehen.

Das Ergebnis der Gefäßsegmentierung durch GSG, LoG, DoG Verfahren kann von der Abbildung 4 abgelesen werden. Dabei wurde der ,,Bildfehler" bzw. FOM bei unterschiedlichen Rauschen gemessen.

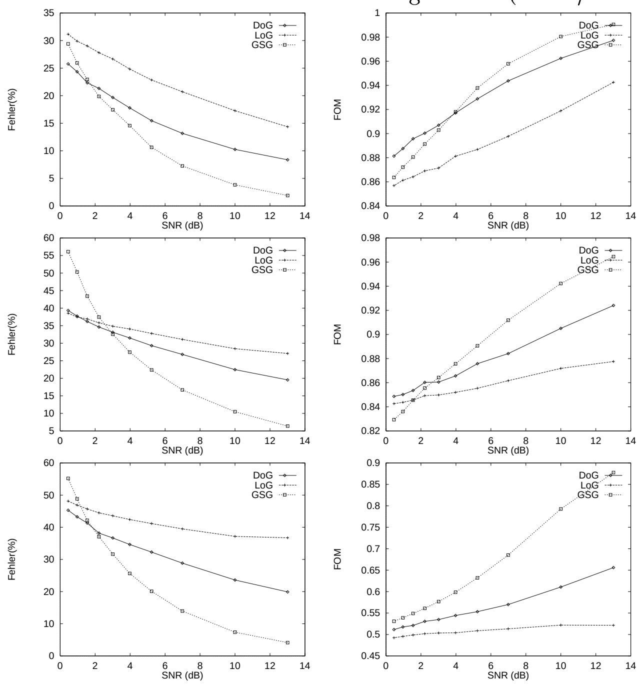
## 4 Zusammenfassung

Es stellte sich heraus, dass das GSG-Verfahren bis ca. 8dB SNR verwendet werden kann. Anhand den gemessenen Fehlern, also anhand der Bilddistanz (Def. 1) bzw. anhand des FOMs gibt das GSG-Verfahren eine bessere Segmentierung als der DoG und LoG Operator.

## Literatur


1. 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. 8.-9. 1996.

**Abb. 4.** Der gemessene Fehler nach Def. 1 und nach FOM (linke / rechte Spalte) über ein künstliches und zwei SLDF-Bilder normal und glaukom (oben / mitte / unten)





2. Prinet V, Monga O: *Crest lines for vessels detection in angiograms. Asian Conference on Computer Vision*, Singapur, S. 68–72, Dez. 1995.
3. Seng T. P, et.al. : *A Focus–Field Filter for Fluorescent Images of Eye Blood Vessels. Asian Conference on Computer Vision*, Singapur, S. 73–82, Dez. 1995.
4. Figueiredo M. A. T, Leitão J. M. N: *A Nonsmoothing Approach to the Estimation of Vessel Contours in Angiograms. IEEE Trans. on Medical Imaging*, 14(1):162–172, März 1995.
5. Sun Y, Lucariello R. J, Chiaramida S. A: *Directional Low-Pass Filtering for Improved Accuracy and Reproducibility of Stenosis Quantification in Coronaly Arteiograms. IEEE Trans. on Medical Imaging*, 14(2):242–248, Jun. 1995.
6. Huang Q, Stockman G. C: *Model-Based Automatic Recognition of Blood Vessels from MR Images and its 3D Visualization. Proc. of Int. Conf. Image Proc. (ICIP'94)*, 1994.
7. Mendonça A. M, Campilho A, Nunes J. M. R: *A New Similarity Criterion for Retinal Image Registration. Proc. of Int. Conf. Image Proc. (ICIP'94)*, 1994.
8. Chaudhuri S, Chatterjee S, Katz N, Nelson M, Goldbaum M: *Detection of Blood Vessels in Retinal Images Using Two-Dimensional Matched Filters. IEEE Trans. on Medical Imaging*, 8(3):263–269, 1989.
9. Tamura S: *Zero-Crossing Intervall Correction in Tracing Eye-Fundus Blood Vessels. Pattern Recognition*, 21(3):227–233, 1988.
10. Press W. H, Flannery B. P, Teukolsky S. A, Vetterling W. T: *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press, Cambridge, 1990.
11. Pratt W. K: *Digital Image Processing*. John Wiley & Sons, Inc., New York, Chichester, Brisbane, Toronto, Singapur, 2nd. Ausg., 1991.