

Analyse des Herzkranzgefäßbaums für die prä- und post-operative
Diagnose
erschieden in

```
@inproceedings{Koehler2004ADH,  
crossref = {proceedings2004BFD},  
pages = {269--273},  
author = {Koehler, Hildegard and Bouattour, Sahla and Paulus, Dietrich and Couprie, M.},  
title = {Analyse des Herzkranzgefäßbaums für die prä-  
und post-operative Diagnose},  
category = {Vessel segmentation, Medical Imaging}  
}  
  
@proceedings{proceedings2004BFD,  
year = {2004},  
title = {Bildverarbeitung für die Medizin BVM 2004-  
Algorithmen - Systeme - Anwendungen},  
booktitle = {Bildverarbeitung für die Medizin BVM 2004-  
Algorithmen - Systeme - Anwendungen}  
}
```

Analyse des Herzkranzgefäßbaums für die prä- und post-operative Diagnose

Hildegard Koehler¹, Sahla Bouattour¹, Dietrich Paulus¹,
und Michel Couprie²

¹Institute für Computer Visualistik, Universität Koblenz-Landau,
Universitätsstraße 1, 56070 Koblenz, Germany
Email: koehlerh@uni-koblenz.de

²Laboratoire Algorithmique et Architecture des Systèmes Informatiques, ESIEE,
2, Bd Blaise Pascal - B.P. 99 93162 Noisy-Le-Grand CEDEX

Zusammenfassung. In diesem Beitrag schlagen wir eine zuverlässige Methode zur Extraktion sowohl von Hauptgefäßen, als auch von *feineren* Gefäßen aus Angiographien mit *unregelmässigen* Hintergrund vor. Die *quantitative Evaluation* der Segmentierung erfolgt anhand automatischen Vergleichs mit handsegmentierten Bildern. Zur Analyse wird der Gefäßbaum durch einen Graphen modelliert, der Information über die Anzahl, Durchmesser und Verteilung der Gefäße, sowie die Tiefe der Verzweigungen beinhaltet. Diese *quantitativen Messungen* können zur Diagnose mit früheren bzw. späteren Aufnahmen verglichen werden.

1 Einleitung

Die Diagnose und Behandlung von Herzkranzgefäßverengungen (Stenosen) ist in der heutigen Zeit fester Bestandteil der medizinischen Praxis. In der Regel lassen sich diese meist lokal begrenzten Anomalien mit Hilfe einer Angioplastie beheben. Allerdings muss dabei beachtet werden, dass durch die Stenose möglicherweise für längere Zeit kein Blut mehr in die feineren Gefäße gelangen konnte, was dazu führen kann, dass diese nach einer gewissen Zeit absterben. Daher muss nach einer erfolgreichen Behandlung sicher gestellt werden, dass nicht nur die akute Stenose verschwunden ist, sondern sich auch das dahinterliegende Gefäßsystem regeneriert hat. Dies geschieht momentan per Augenmaß an Hand von Röntgenaufnahmen (Angiographien). Hier ist es hilfreich, den Medizinern eine automatische Gefäßextraktion und eine quantitative Auswertung der Röntgenbilder zur Verfügung zu stellen. Bei dieser könnten die Länge und Breite sowie die Verzweigung der Gefäße bestimmt, und somit wichtige Indikatoren für den Zustand des Herzkranzgefäßsystem gemessen werden.

In diesem Beitrag schlagen wir eine *zuverlässige* Methode zur Extraktion sowohl der Hauptarterien, als auch vor allem der feineren Gefäße vor, aus Angiographien mit unregelmässigen Hintergrund. Zur Analyse wird die Information über die Anzahl, Durchmesser und Verteilung der Gefäße, sowie die Tiefe der Verzweigungen extrahiert und gespeichert. Diese *quantitativen Messungen*

können mit früheren bzw. späteren Aufnahmen verglichen werden und somit helfen, den Zustand des Patienten einzuordnen. Abschnitt 2 stellt unsere Methode zur Gefäßsegmentierung vor. Abschnitt 3 spezifiziert die zur Analyse benötigten Informationen. Abschnitt 4 präsentiert die Ergebnisse der Experimente und der Evaluation. Abschnitt 5 fasst die erreichten Ergebnisse zusammen und gibt einen Ausblick.

2 Gefäßsegmentierung

Unser Segmentierungsverfahren ist zweiteilig: zunächst werden die Gefäße vom Hintergrund getrennt. Danach wird der extrahierte Gefäßbaum skelettiert.

Gefäßbaumextraktion: Probleme dabei bereiten die unregelmäßige Ausleuchtung der Bilder, Störungen durch Lungenschatten und Rippen sowie das durch die Röntgenstrahlung verursachte Hintergrundrauschen. Gängige Methoden, wie das "Digital Subtraction Angiographie" (DSA)-Verfahren [1] konnten hier auf Grund der Herzbewegung nicht angewandt werden. Ein Ausweg bieten *künstliche* DSA Verfahren an, die auf morphologischen Operatoren basieren [2], wie z.B. der hier vorgeschlagene lineare Zylinderhut-Operator (LZH).

Es handelt sich dabei um ein morphologisches Filterverfahren [3], das die gewünschten Strukturen (Herzkranzgefäße) zunächst aus dem Bild entfernt, so dass nur das Hintergrundbild erhalten bleibt. Dieses wird danach von dem Originalbild subtrahiert, um die gewünschten Strukturen ohne den Hintergrund zu erhalten. Dazu wird auf dem Bild zunächst eine morphologische Öffnung $\gamma(f)$ ausgeführt, die eine Erosion $\epsilon_B(f)$ gefolgt von einer Dilatation $\delta_B(f)$ darstellt: $\gamma(f) = \delta_B(\epsilon_B(f))$, wobei B ein strukturierendes Element (SE) und f die Menge der Bildpunkte darstellt. Durch diese Operation werden alle Elemente des Bildes, die nicht in die Form des SE's passen, aus dem Bild entfernt. Aufgrund dieser Überlegungen scheint hier ein *linienförmiges SE* geeignet zu sein. Dieses entfernt dabei sämtliche Elemente bzw. Gefäße, die nicht seiner Länge und Ausrichtung entsprechen. Es entsteht ein Hintergrundbild. Durch Subtraktion des Originals mit einem solchen Hintergrundbild: $TH_\gamma(f) = f - \gamma(f)$ erhält man folglich alle Gefäße, die nicht der Länge und Ausrichtung der Linie entsprechen. Diese Operation wird mit Liniensegmenten in verschiedenen Richtungen wiederholt. Der LZH-Operator ist das Maximum dieser Bilder:

$$TH_{lin}(f) = \bigvee_{i=0}^{180} TH_{\gamma_i}(f) = \bigvee_{i=0}^{180} f - \gamma_i(f)$$

In einem zweiten Schritt wird der modifizierte Gaborfilter (MGF) eingesetzt. Es handelt sich dabei um einen *richtungsabhängigen* Liniendetektionsfilter. Die dazu benutzte Faltungsmaske setzt sich aus der Gauß'schen Funktion in y -Richtung: $k_2 e^{-\lambda y^2}$ und deren zweiter Ableitung in x -Richtung: $(1.0 - k_1 \sigma x^2) e^{-\sigma x^2}$ folgendermassen zusammen:

$$f(x, y) = k_2 e^{-\lambda y^2} (1.0 - k_1 \sigma x^2) e^{-\sigma x^2},$$

wobei σ und λ die Standard Abweichungen in beiden Richtungen sind. k_1 und k_2 sind Skalierungsfaktoren. Die Werte von σ und λ orientieren sich an der Breite der Gefäße. Da eine auf diese Art konstruierte Faltungsmaske richtungsabhängig ist, ist es wiederum nötig, die Faltung für mehrere Winkel zu wiederholen und dazu die Faltungsmaske rotieren zu lassen. Diese Form eignet sie sich besonders auch für die Detektion von feineren Strukturen, da sie annähernd dem Profil eines Gefäßes entspricht.

Gefäßskelettierung Das in erreichte Bild beinhaltet weiße Gefäße auf dunklen grauen Hintergrund. Durch Binarisierung wird der Hintergrund auf null gesetzt, die weißen Gefäße werden nach [4] verdünnt. Hierbei werden die Objektpunkte entfernt, die die Topologie des Bildes nicht verändern. Dieses Verfahren ist pixelgenau.

3 Gefäßbaumanalyse

Um eine konkrete Repräsentation der Gefäßstruktur zu erhalten, wird das so gewonnene Skelett in einem Graphen gespeichert, der Informationen über die Orientierung, den Durchmesser und die Helligkeit der Gefäße enthält. Diese Angaben sollen zur genaueren Analyse der Verzweigungen, sowie zur Unterscheidung zwischen Verzweigungen und Überkreuzungen innerhalb des Gefäßbaums herangezogen werden. Die Analyse des Zustandes eines Patienten erfolgt durch das Abzählen von Verzweigungen und die Untersuchung ihrer Eigenschaften.

Das entscheidende bei diesem Schritt ist die Unterscheidung zwischen Kreuzungen und Verzweigungen. Dies erfolgt im Moment mit Hilfe einfacher morphologischer Filter. Dabei werden jeweils 12 Masken für die Erkennung von Verzweigungen und 2 Masken für die Erkennung von Kreuzungen benutzt.

4 Experimente

Gefäßbaumextraktion: Eine Reihe von ca. 20 Röntgenbildern wurde mit dem Ansatz von Abschnitt 2 segmentiert. Die Aufnahmen sind $512 \times 512 \times 8$ Grauwertbilder, die von einem C-Bogen stammen. Sowohl der LZH-Operator als auch der MGF wurden in 8 verschiedenen Richtungen angewendet. In Anlehnung an die Gefäßbreite betrug die Länge des SE's 21 Pixel. Die Bilder wurden mit dem MGF in zwei Durchläufen gefiltert: beim ersten wurden die grossen Gefäße extrahiert: $\lambda = 20$ und $\sigma = 8$, und beim zweiten die feinen: $\lambda = 8$ und $\sigma = 3$. Die Faktoren k_1 und k_2 wurden automatisch berechnet und dienen dazu die Grauwerte der *rotierten* Filtermaske auszugleichen. Die Ergebnisse beider Durchläufe des MGF und dem LZH wurden durch Maximumbildung fusioniert. Darauf folgt die Binarisierung und Skelettierung der Gefäße. Abb. 1 illustriert die wesentlichen Ergebnisse dieses Schrittes.

Da alle weiteren Berechnungen von den hier erzielten Ergebnissen abhängen, ist es wichtig die *Korrektheit* und *Vollständigkeit* der Extraktion zu evaluieren. Dazu wurde eine manuelle Skelettierung anhand eines Grafiktablets auf

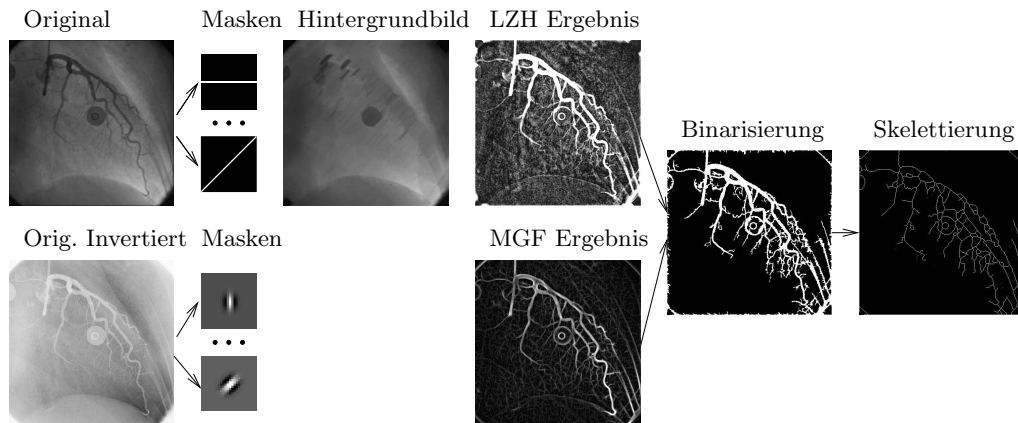


Abb. 1. Gefäßbaumextraktion

10 Bildern vorgenommen und als Referenz betrachtet. Wir unterscheiden beim Vergleich drei Fälle (F_1 bis F_3):

- F_1 : Gefäße sind im Referenzbild vorhanden und wurden auch an der gleichen Stelle richtig detektiert (korrekt). Wir tolerieren dabei eine Abweichung von 2 Pixel rechts und links vom Referenz-Skelett.
- F_2 : Gefäße wurden detektiert aber sind im Referenzbild nicht vorhanden (zu viel, oder false-positive).
- F_3 : Gefäße sind im Referenzbild vorhanden aber wurden nicht detektiert (nicht gefunden, oder false-negative). Dazu zählen auch die Gefäße, die vom korrekten Verlauf abweichen.

Abb. 2 visualisiert die drei Fälle. Tabelle 1 fasst die Ergebnisse zusammen.



Abb. 2. Ausschnitte der manuellen und automatischen Skelettierung, Überlappung

Diskussion: Beim LZH ist es unvermeidlich, dass bei der Filterung ein gewisser Rauschanteil wiederhergestellt wird. Bei zu stark verrauschten Bildern (img7 bis img 10) ist der Effekt bei den fehlenden Gefäßen deutlich bemerkbar. Das sind meistens die feinen Gefäße. In den meisten Bildern wurde ein grosser Anteil von Gefäßen “zu viel” gefunden. Das liegt hauptsächlich an der automatischen

Bilder	img1	img2	img3	img4	img5	img6	img7	img8	img9	img10	Mittelwert	Varianz
Pixelanzahl	2324	3816	4601	2129	3328	5269	3646	4935	5477	6185		
F_1	80.8	90.5	73.1	69.7	67.9	55.7	74.8	74.0	74.2	63.4	72.41	8.93
F_2	20.9	40.9	29.3	46.5	33.8	15.8	62.9	36.9	37.8	18.1	34.29	13.56
F_3	19.3	14.7	19.5	6.2	5.7	14.4	30.6	26.6	25.3	36.0	19.83	9.45

Tabelle 1. Evaluation der Gefäßsegmentierung. Alle Angaben sind prozentual bezüglich der gesamten Pixelanzahl im Referenzbild.

Segmentierung des Katheters und Bildrändern, die aus der Evaluation nicht ausgenommen wurden. Es liegt aber auch an der Skelettierungsmethode, die Verbindungslinien zwischen Gefäßen auffindet und als solche ausgibt (s. Abb. 2, rechts). Eine bessere, subpixelgenaue Skelettierungsmethode [5] wird daher untersucht. Wir nehmen an, dass die aktuelle Korrektheitsrate von 72.41% dadurch gesteigert wird, und die Raten der false-positive und false-negative reduziert werden.

Gefäßanalyse: Man kann bei der Gefäßanalyse nicht davon ausgehen, dass jeder Verzweigungspunkt im Skelett auch einer Verzweigung der Gefäße im Gefäßbaum entspricht. Ebenso bedeutet ein Verzweigungspunkt nicht zwangsläufig, dass hier ein neues Gefäß beginnt. Es besteht in diesem Zusammenhang der Bedarf einer ähnlichen Analyse, wie die oben aufgeführte, über die Zuverlässigkeit der Ergebnisse der Verzweigungs- und Kreuzungsdetektion. Dies ist momentan Gegenstand aktueller Arbeit.

5 Zusammenfassung und Ausblick

In diesem Beitrag wurde die Segmentierung, Skelettierung und Analyse von Herzgefäßen untersucht. Eine quantitative Evaluation der Ergebnisse der Gefäßextraktion erlaubte eine objektive Evaluation der Korrektheit des Verfahrens. Zukünftige Arbeit konzentriert sich auf die Entwicklung verbesserter Ansätze zur Unterscheidung zwischen Kreuzungen und Verzweigungen. Eine quantitative Analyse dazu kann als "Glaubwürdigkeitsmaß" bei der ärztlichen Analyse herangezogen werden.

Literaturverzeichnis

1. M. Hemmendorff. Motion estimation and compensation in medical imaging. Diss. 703, Institute of Technology, Linköpings University. July 2001.
2. C. Blondel, R. Vaillant, G. Malandain, et. al. 3-D tomographic reconstruction of coronary arteries using a precomputed 4-D motion field Fully3D Conf 2003, Paris.
3. P. Soille. *Morphologische Bildverarbeitung: Grundlagen, Methoden, Anwendungen*. Springer, 1998.
4. G. Bertrand and G. Malandain. A new characterization of three-dimensional simple points. *PRL*, 15(2):169–175, 1994.
5. C. Steger. An unbiased detector of curvilinear structures. *PAMI*, 1998.