Regionenbasierter Ansatz zur Blutgefäßsegmentierung

Klaus Donath, Matthias Wolf, Radim Chrástek, Ludwig Plasswilm[1], Heinrich Niemann

Bayerisches Forschungszentrum für Wissensbasierte Systeme
Forschungsgruppe Wissensverarbeitung, 91058 Erlangen
Email: donath@forwiss.de

[1]Klinik für Radioonkologie, Universitätsklinik Tübingen

Zusammenfassung. Diese Arbeit stellt ein interaktives System zur Analyse planarer Blutgefäßsysteme (Dottersackgefäßsystem des Hühnerembryos) vor, in dem nach einer Empfindlichkeitseinstellung des Anwenders Blutgefäße gefunden und daraus Daten über das Gefäßsystem berechnet werden. Das Bild wird in Wasserscheidenregionen zerlegt und diese gemäß ihrer lokalen Grauwerteigenschaften dem Hintergrund oder Gefäßen zugeordnet. Die Interaktionen erfolgen über eine grafische Oberfläche. Der Anwender legt den minimalen Kontrast zwischen Gefäßen und Hintergrund fest und kann gezielt bis auf Regionenebene Fehlsegmentierungen beseitigen. Im segmentierten Bild kann eine *Region of interest* festgelegt und darin Daten der Gefäße berechnet werden.

1 Einleitung

Die Untersuchung von Blutgefäßen hat hohe medizinische Relevanz, denn die häufigsten Todesursachen – Krebs und Herz-Kreislauf-Erkrankungen – sind eng mit Blutgefäßveränderungen verbunden.

Hier wird ein Ansatz zur interaktiven Blutgefäßanalyse planarer Gefäßsysteme (Dottersackgefäßsystem von Hühnerembryos, Augenhintergrund, subcutane Gefäße) vorgestellt, der sich an [1] und [2] anlehnt. Die Gefäßsegmentierung basiert auf der Zerlegung des Bildes in Wasserscheidenregionen, die dann den Klassen *Gefäß* und *Hintergrund* zugeordnet werden. Neu ist dabei, dass der Anwender diese Zuordnung durch die Vorgabe zweier Empfindlichkeitsregler beeinflussen kann, aus denen interne Parameter berechnet werden. Außerdem existieren verschiedene Korrekturmöglichkeiten für Fehlsegmentierungen. Das System ist dafür in eine grafische Oberfläche eingebettet.

2 Methode

Dieser Ansatz wurde für Bilder des Dottersackgefäßsystems embryonaler Haushühner (768×576 Bildpunkte, 24 Bit Farbtiefe, RGB) entwickelt und wird momentan an andere Arten von Gefäßsystemen angepasst.

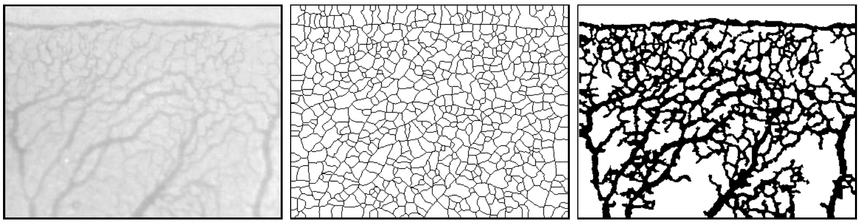


Abb. 1. Ausschnitt des Dottersackgefäßsystems (a), (b) Linienbild, (c) Segmentierungsergebnis

Für die Verarbeitung wird nur der Grünkanal verwendet, da hier der größte Kontrast zwischen roten Blutgefäßen und dem gelben Eidotter liegt. Die Gefäße sind noch sehr klein und kontrastarm und der Hintergrund ist inhomogen (Blutinseln), was die Genauigkeit der Segmentierung begrenzt.

2.1 Vorverarbeitung und Gefäßsegmentierung

Aufnahmebedingte Störungen werden durch ein 3×3 Medianfilter und anisotrope Diffusion [3] beseitigt. Die Gefäßsegmentierung setzt sich aus zwei regionenbasierten Ansätzen zusammen. Die Wasserscheidentransformation (WST) zerlegt ein Bild in Regionen, deren Mittelpunkte lokale Grauwertminima und deren Randpunkte lokale Maxima sind, wobei Anzahl und Größe der Regionen entscheidend von der Glattheit des Bildes abhängt. Lokale Maxima und damit Regionengrenzen liegen im (invertierten) Grauwertbild in der Mitte der Gefäße, im Kantenbild auf den Gefäßrändern. Zum einen wird das Bild (Abb. 1 (a)) tiefpassgefiltert (Gauss mit der Maske 25×25), invertiert und Wasserscheidenregionen (WSR) berechnet. Die Regionengrenzen ergeben ein Linienbild (Abb. 1 (b)), das neben anderen alle Gefäßmittellinien enthält.

Zum anderen wird mittels Canny ($\sigma = 2$, Maske 9×9) das Kantenstärkebild berechnet und in WSR zerlegt. Für jede Region wird der mittlere Grauwert sowie die Grauwertdifferenzen zu den Nachbarregionen bestimmt, außerdem alle Regionen markiert, die (im Linienbild) auf einer Linie liegen (*Linienregionen*).

Die Gefäßsegmentierung entspricht nun einer Klassifikation der Regionen in *Gefäßregion* oder *Hintergrundregion*. Diese erfolgt aufgrund lokaler Regioneneigenschaften (auf Grauwert- und Kontrastnormierungen zur automatischen Segmentierung wurde zugunsten der Möglichkeit zur Interaktion verzichtet). Liegt der mittlere Grauwert einer Region um mindestens s_1 Graustufen (über einen Regler einstellbar) unter dem einer Nachbarregion, wird sie als Gefäßregion markiert. Für kleine Gefäße (Unterklasse *kleines Gefäß*) wird analog ein Schwellwert s_{1_a} ($s_{1_a} = a \cdot s_1,\ 0 < a < 1$) eingeführt; zusätzlich müssen die Regionen jedoch Linienregionen sein. Iterativ werden alle zu Gefäßregionen benachbarten Regionen, deren mittlerer Grauwert sich weniger als s_2 (durch einen zweiten Regler bestimmt) von jenen unterscheiden, ebenfalls als Gefäßregionen klassifiziert (bei kleinen Gefäßen wiederum nur Linienregionen). s_1, s_{1_a} und s_2 bestimmen somit Hystereseschwellwerte, die aus zwei Empfindlichkeitsreglern berechnet werden.

2.2 Korrekturmöglichkeiten

Die Gefäßsegmentierung beruht hauptsächlich auf lokalen Grauwertunterschieden, weshalb an Abzweigungen kleiner Gefäße Lücken entstehen. Außerdem haben nicht alle „sichtbaren“ Gefäße eine Entsprechung in den Grauwerten oder liegen unterhalb der Schwellwerte, sollen aber trotzdem segmentiert werden. Deshalb sind die vorgestellten Nachbearbeitungsschritte von den Bilddaten nahezu unabhängig.

Lücken mit der Breite einer Region werden geschlossen, falls sowohl die Gefäßenden, als auch die Lücke Linienregionen sind. Zum Schließen breiterer Lücken müssen die Gefäßenden markiert werden, anschließend wird die kürzeste Verbindung von Linienregionen zwischen den Gefäßenden gesucht.

Des weiteren können Blutinseln oder Gefäße, die nicht mit dem Gefäßnetz verbunden sind, nach ihrer Fläche gelöscht werden. Dazu werden die Flächen aller zusammenhängenden Gefäßregionen berechnet und all jene, die unter einem Schwellwert liegen, wieder dem Hintergrund zugeordnet.

Außerdem können gezielt einzelne Regionen als Gefäß oder Hintergrund markiert werden.

2.3 Datenberechnung

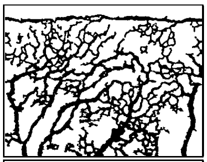
Aus dem segmentierten Bild oder einem zuvor festgelegten Bereich (*Region of interest*) werden nun die Länge aller Blutgefäße, die Strecke zwischen zwei Verzweigungen, auf die Fläche bezogene Gefäßdichte, die von oben sichtbare Oberfläche und der mittlere Gefäßdurchmesser berechnet.

Mittels Skelettierung erhält man die Gefäßmittellinien, das Distanzbild (aus n-facher Erosion) ergibt die Gefäßradien. Nach [2] werden im Skelett alle Verzweigungspunkte gesucht und eine Liste von Gefäßstücken zwischen diesen Punkten angelegt. Jedes Listenelement enthält Anfangs- und Endpunkt des Gefäßstücks, den Verlauf in Kettencode, die Durchmesser in jedem Punkt, Gefäßstücklänge, mittlerer Gefäßdurchmesser, Gefäßstückoberfläche sowie die sich anschließenden Gefäßstücke. Damit können durch Addition oder Durchschnittbildung alle relevanten Daten berechnet werden.

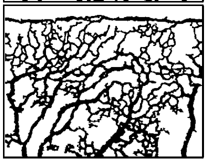
3 Ergebnis

Die Methode wurde an 20 Bildern getestet, von denen 4 wegen zu geringer Kontraste aussortiert wurden. Nach Einstellung der Empfindlichkeitsregler mussten noch 20 bis 100 Regionen korrigiert werden (bei 7000 bis 10000 Regionen wurden damit über 98% richtig klassifiziert), wobei Gefäße mit einem Abstand von unter 5 Grauwertstufen zum Hintergrund nicht mehr erkannt werden sollen, da die Unterschiede innerhalb des Hintergrundes oder der Gefäße meist größer sind. Die Ergebnisse wurden von einem medizinischen Experten begutachtet.

Aus dem segmentierten Bild werden die in Abschnitt 2.3 beschriebenen Werte berechnet (Abb. 2). Hier zeigt sich, dass die Korrektur weniger Regionen in den Daten Schwankungen um 4%, vereinzelt auch mehr, bewirken kann.



Gefäßlänge (gesamt)	14577	107.978 mm	
mittl. Gefäßlänge	22	0.165 mm	
Gefäßdichte		4.543 mm^{-1}	
Oberfläche	131743	7.23 mm^{2}	30.41 %
mittl. Durchmesser	9	0.067 mm	



Gefäßlänge (gesamt)	15117	111.978 mm	
mittl. Gefäßlänge	23	0.171 mm	
Gefäßdichte		4.711 mm^{-1}	
Oberfläche	135305	7.42 mm^{2}	31.24 %
mittl. Durchmesser	8	0.066 mm	

Abb. 2. Segmentiertes Bild mit Daten vor (oben) und nach (unten) Korrektur. Von 8401 Regionen wurden etwa 80 anders klassifiziert

Die Güte der Segmentierung und der Auswahl der zu berechnenden Daten kann nur an den berechneten Unterschieden zwischen verschiedenen Behandlungsgruppen gemessen werden. Pro Gruppe sind 100 oder mehr Probanden üblich, damit der Interklassenabstand die individualen Unterschiede übersteigt. Eine Pilotstudie deutet darauf hin, dass eine höhere Gefäßlänge mit einer kürzeren Strecke zwischen zwei Verzweigungen einhergeht, was für angiogenetisches Wachstum spricht. Eine Studie mit 500 bis 1000 Bildern, die Anfang des nächsten Jahres geplant ist, soll dies bestätigen.

4 Schlussfolgerung

Es wurde ein Ansatz zur Analyse des Dottersackgefäßsystems embryonaler Haushühner vorgestellt, der in Hinblick auf den Einsatz durch Mediziner in Labor und Diagnostik mit einer grafischen Oberfläche versehen wurde. Auch wenn der geringe Kontrast der Bilder Probleme bereitet, können durch die viele Eingriff- und Korrekturmöglichkeiten für den Anwender Fehlsegmentierungen vermieden oder beseitigt werden.

Literatur

1. Knüvener C, Wolf M, Weierich P: Hierarchische Regionenverschmelzung zur Gefäßsegmentierung beim Hühnerembryo, B. Jähne (Hrsg.): Mustererkennung 1996, 18. DAGM Symposium, S. 383-391, Springer, 1996.
2. Donath K, Wolf M, Höper J: Zeitliche Analyse der Angiogenese im extraembryonalen Gefäßsystem des Hühnerembryos, W. Förstner (Hrsg.): Mustererkennung 1999, 21. DAGM Symposium, S. 381-388, Springer, 1999.
3. Weickert J: Anisotropic Diffusion in Image Processing, ECMI Series, Teubner, Stuttgart, 1998, 170 pages. ISBN 3-519-02606-6.