

# Geodesische Aktive Konturen zur Lokalisierung von Polypen in der optischen Koloskopie

Cosmin Adrian Morariu<sup>1</sup>, Sebastian Gross<sup>2,3</sup>, Josef Pauli<sup>1</sup>, Til Aach<sup>†2</sup>

<sup>1</sup> Universität Duisburg-Essen, Lehrstuhl Intelligente Systeme, Duisburg, Germany

<sup>2</sup> RWTH Aachen, Lehrstuhl für Bildverarbeitung, Aachen, Germany

<sup>3</sup> Universitätsklinikum Aachen, Medizinische Klinik III, Aachen, Germany

Kontakt: adrian.morariu@uni-due.de

## Abstract:

Die computerassistierte Analyse der Polypenoberflächenstruktur einschließlich vaskulärer Muster beabsichtigt eine zuverlässige Unterstützung des Arztes bei der Unterteilung der Kolonpolypen hinsichtlich ihrer Entartungsfähigkeit. Das Narrow Band Imaging (NBI) erleichtert die Differenzierung zwischen Adenomen und harmlosen Darmwandgebilden (Hyperplasten) durch eine kontrastreiche Blutgefäßdarstellung. Dadurch wird eine automatische Segmentierung der Blutgefäße und Klassifizierung der Polypen ermöglicht. Eine erste Voraussetzung besteht in der automatisierten Trennung der Polypenoberfläche von der umliegenden Darmwand. In dieser Arbeit werden Geodesische Aktive Konturen (GAK) in Level-Set-Formulierung für eine akkurate Polypenlokalisierung verwendet. Der geometrische Ansatz mithilfe von Level-Sets erlaubt die Definition eines Konfidenzmaßes für jedes Pixel der detektierten Polypumrandung. Die Ergebnisse wurden unter Verwendung handsegmentierter Polypen als Goldstandard evaluiert. Durch das GAK-Verfahren konnte eine Lokalisierungsgenauigkeit von 80% erreicht werden.

Schlüsselworte: Koloskopie, Kolonpolypen, Segmentierung, Aktive Konturen, Level-Sets

## 1 Problem

In Deutschland nimmt Darmkrebs mit über 68.000 jährlichen, auf beide Geschlechter annähernd gleich verteilten Erkrankungsfällen eine führende Position unter den malignen Krankheiten ein [1]. In Vergleich zu anderen Tumorarten verspricht die Früherkennung von Darmkrebs sehr gute Heilungsaussichten. Dies ist durch die Tatsache motiviert, dass ein Kolonkarzinom in den meisten Fällen während eines zeitlich lang andauernden Prozesses aus Vorstufen (Adenomen) entsteht. Die Polypenentfernung (Polypektomie) während der endoskopischen Untersuchung der Darmwand (Koloskopie) birgt jedoch auch gewisse Risiken wie schwere Blutungen und Darmwandperforationen. Deswegen sollten nur Polypen mit Entartungspotential der Polypektomie unterzogen werden. Die Inspektion der Polypenoberflächenstruktur einschließlich vaskulärer Muster liefert ein gutes Entscheidungsmaß in dieser Hinsicht. Im Rahmen einer Studie [2] wurde die Bedeutung von Narrow Band Imaging (NBI) bei der Differenzierung zwischen Adenomen und harmlosen Darmwandgebilden (Hyperplasten) während der optischen Koloskopie ergründet. Adenome zeichnen sich in der Regel durch eine ausgeprägtere Blutgefäßstruktur aus. Die Nutzung zweier ausgewählter, enger Bandpassbereiche des Weißlichts führt aufgrund der starken Absorption des Lichts dieser Wellenlängen -grün (530-550 nm) und blau (390-445 nm)- durch das im Blut enthaltene Hämoglobin zu einer Hervorhebung der Blutgefäße [2]. Ausgehend von einer solchen, vom Arzt erzeugten NBI-Bildaufnahme soll die Polypenoberfläche automatisch detektiert werden. Diese wird anschließend untersucht, um die darauf befindlichen Blutgefäßstrukturen zu segmentieren und daraus geeignete Merkmale für eine erfolgreiche Klassifizierung zu extrahieren [3]. Somit steht dem untersuchenden Arzt eine zusätzliche, unabhängige Diagnose zur Verfügung. Die besondere Herausforderung der Polypenlokalisierung in endoskopischem Bildmaterial leitet sich aus den unterschiedlichen Aufnahmebedingungen und der biologischen Vielfalt der Polypen ab.

## 2 Methoden

Während der Aufnahme der NBI-Bilder ergeben sich hardwarebedingte schwarze Bildecken. Außerdem führen Reflexionen an der feuchten Darmwand zum Entstehen heller, überbelichteter Stellen (Glanzlichter). Beide Effekte sind in Abbildung 1(a) sichtbar. Für die Beseitigung solcher künstlichen Regionen konstanter Werte wird ein von Criminisi et

al. in [4] vorgestelltes Inpainting-Verfahren eingesetzt. Das Bild wird in die zu füllenden Regionen (Zielregionen) und die dazu komplementären Bereiche (Quellregionen) aufgeteilt. Die schwarzen Bereiche der Binärmaske aus Abbildung 1 (b) repräsentieren die Zielregionen und werden schwellwertbasiert im HSV-Raum ermittelt. Für 9x9-Patches aus einer Zielregion werden Segmente bestpassender Beschaffenheit aus den Quellregionen gesucht. Es wird die Summe der quadrierten Pixeldifferenzen als Ähnlichkeitsmaß zweier Patches herangezogen. Abbildung 1(c) enthält das Beispielpoly nach Anwendung des Inpainting- Algorithmus.

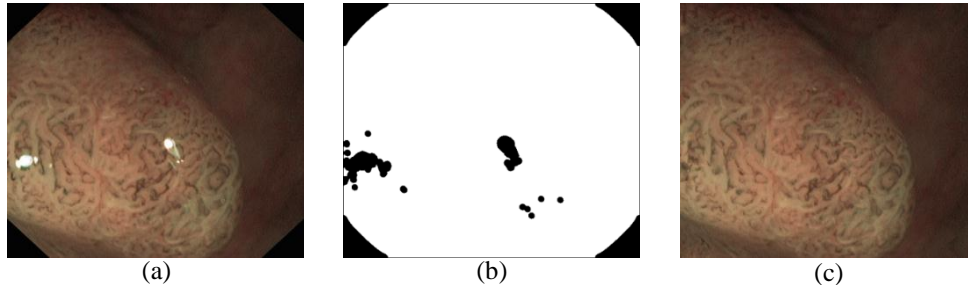


Abb.1: (a): NBI-Aufnahme mit hardwarebedingten schwarzen Bildecken und Glanzlichtern; (b): Binärmaske mit den zu füllenden Zielregionen in schwarz; (c): Polypenbild nach Anwendung des Inpainting-Verfahrens

Ziel des geodesischen Verfahrens [5] ist das Auffinden einer Kurve gewichteter minimalen Länge. Die Motivation der Suche nach einer solchen gewichteten Distanz besteht darin, dass kein Interesse an der klassischen, euklidischen Distanz existiert, sondern an der Minimierung einer neuen Länge, die bildspezifische Merkmale wie Kanten berücksichtigt. Eine Funktion  $f$ , die den Gradienten enthält, soll als Kantenstoppterm agieren, so dass der Fortschritt der Kurvenevolution nach Erreichen der Polypgrenze im Bild verhindert wird.

Der Level-Set Ansatz [6] beruht auf der Erkenntnis, dass der Schnitt einer dreidimensionalen Oberfläche mit einer Ebene eine Menge geschlossener Kurven ergibt. Der Wert  $\phi(x,y,t)$  der Oberfläche an Position  $(x,y)$  weist innerhalb der Konturen ein positives Vorzeichen auf. Außerhalb der geschlossenen Kurven gilt  $\phi(x,y,t) < 0$ . Zu jedem Zeitpunkt  $t$  lässt sich somit die Kontur implizit durch die Level-Set-Funktion als

$$C = \{(x,y) | \phi(x,y,t) = 0\}$$

beschreiben. Der Anpassungsvorgang der Kontur an die Grauwertstruktur des Bildes  $I(x,y)$  setzt die Lösung einer Differentialgleichung voraus. Zur iterativen Aktualisierung einer geometrischen Aktiven Kontur wird die obige Gleichung nach der Zeit  $t$  abgeleitet. Unter Berücksichtigung eines Krümmungsterms  $K = \text{div}(\nabla\phi(x,y,t)/|\phi(x,y,t)|)$ , der die Glattheit sowie Geschlossenheit der Kontur steuert, lässt sich die neue Kontur

$$\phi_{n+1}(x,y) = \phi_n(x,y) + \Delta t [f(|\nabla I(x,y)|) \cdot K + \nabla f^T(|\nabla I(x,y)|) \cdot \nabla \phi_n(x,y)]$$

zum Zeitpunkt  $n+1$  aus der Kurve der  $n$ -ten Iteration bestimmen [5]. Der Zeitschritt wurde zu  $\Delta t = 0,4$  gewählt.  $f(|\nabla I|)$  bezeichnet den Kantenstoppterm, der von dem Intensitätsgradient abhängig ist. In einem ersten Schritt wird der Kantenstoppterm zunächst als Hilfsgröße

$$\tilde{f}(|\nabla I|) = \frac{1}{0,1 + |\nabla I|}$$

festgelegt. Dadurch nimmt er bei ausgeprägten Kanten, wo der Intensitätsgradient  $|\nabla I|$  hoch ist, einen Wert nahe bei Null an. Damit stoppt der Anpassungsprozess der Kontur. Homogene Regionen, die durch verschwindende Gradienten charakterisiert sind, weisen einen hohen Wert von  $\tilde{f}(|\nabla I|)$  auf. In Polypenbildern kommen vielfache Kanten auch im Bereich der Darmwand vor, so dass die Verzögerung oder sogar der Stopp des Kurvenadaptionsprozesses durch Kanten mittlerer Stärke verhindert werden soll. Eine solche ungewünschte Situation würde bei  $\tilde{f}(|\nabla I|) \approx 0$  eintreten. Deswegen wird der Wertebereich des Kantenstoppters auf  $[0,1;1]$  beschränkt. Dies wird durch

$$f(|\nabla I|) = 0,1 + 0,9 \cdot \frac{\tilde{f}(|\nabla I|) - \min(\tilde{f}(|\nabla I|))}{\max(\tilde{f}(|\nabla I|)) - \min(\tilde{f}(|\nabla I|))}$$

erreicht. Abbildung 2(a) beinhaltet das Bild des Kantenstoppters  $f(|\nabla I|)$ , welches aus dem Grauwertbild des Beispielpolyps aus Abbildung 2(b) berechnet wurde. Der oben erläuterte Sachverhalt wird somit verdeutlicht, da die schwarz dargestellten Kanten mit Werten um 0,1 den Kurvenfortschritt verhindern oder verlangsamen. Im Gegensatz dazu implizieren die weißen, homogenen Regionen mit Werten kleiner oder gleich 1 einen labilen Zustand des Iterationsprozesses.

Die Initialisierung von  $\phi_0$  erfolgt durch eine im Bild zentrierte quadratische Startkontur der Kantenlänge 133 Pixel, wobei in Abbildung 2(c) die Vorzeichenunterschiede der Level-Set-Funktion im Innen- und Außenbereich der Kurve

durch weiß und schwarz symbolisiert werden. Die Abbildung auf der rechten Seite (Abb. 2(d)) codiert den höchsten Wert in weiß und den niedrigsten in schwarz. Ähnlich wie die Bildmitte wurden die Bilddiagonalen mit höheren Werten initialisiert, um die Lokalisierung auch nicht zentrierter Polypen zu erleichtern.

In Abbildung 3 ist der Segmentierungsverlauf des Beispielpolypens nach unterschiedlicher Anzahl von Iterationen dargestellt. Die roten Contour-Plots signalisieren die Pixel, deren assoziierte Level-Set-Funktionen Werte in der engen Umgebung des Zero-Level-Sets annehmen. Je schmaler diese Region ist, desto steiler ist der Nullübergang der Level-Set-Funktion für den Fall einer ausgeprägten Kante. Die Breite dieser Region repräsentiert somit ein Konfidenzmaß für die Kantenstärke.

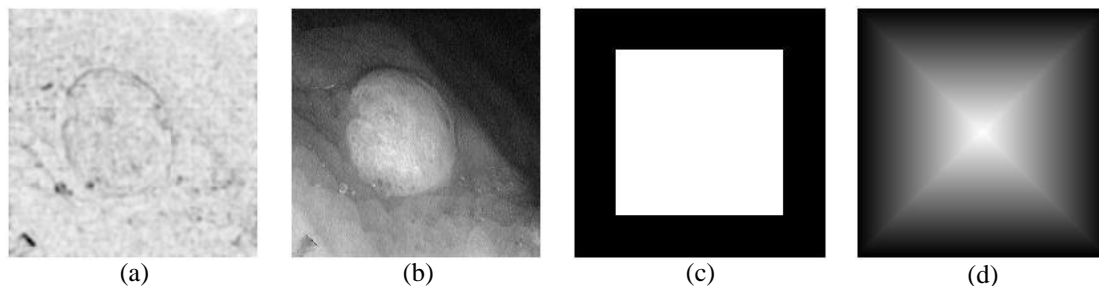


Abb.2: (a): Darstellung des Kantenstoppters  $f(|\nabla I|)$ ; (b): Graustufenbild eines mit dem Inpainting Verfahren bearbeiteten Polypenbildes; (c): Initialisierung der Level-Set-Funktion  $\phi_0$ : eine vorzeichenbehaftete Darstellung; (d): Initialisierung der Level-Set-Funktion  $\phi_0$ : schwarz repräsentiert den kleinsten negativen Wert und weiß den höchsten positiven Wert.

### 3 Ergebnisse

Die Evaluierung des GAK-Verfahrens erfolgt auf dem in [7] verwendeten Testset von 184 Polypenbildern (jeweils 586 x 502 Pixel), die am Universitätsklinikum Aachen an unterschiedlichen Patienten mit einem NBI-Zoom-Endoskop (Olympus Exera II CV-180) aufgenommen wurden. Für jedes Polypenbild steht eine handsegmentierte Maske in Form eines Binärbildes zur Verfügung. Diese Masken dienen als Goldstandard (Ground Truth), so dass die Qualität der von den verschiedenen Lokalisierungsalgorithmen automatisch erzeugten Binärbildern in objektiver Weise beurteilt werden kann. Ein pixelweiser Vergleich der beiden Masken führt auf vier mögliche Kombinationen, die nach der Polypenlokalisierung auftreten können. Korrekt lokalisierte Polypenpixel werden als „richtig positiv“ (RP) bezeichnet, während korrekt detektierte Hintergrundpixel als „richtig negativ“ (RN) zählen. Die Menge „falsch negativ“ (FN) besteht aus Polypenpixel, die fälschlicherweise als Hintergrundpixel eingestuft werden. Die Kenngröße „falsch positiv“ (FP) quantifiziert die als Polypenpixel erkannten Hintergrundpixel.

Mittels der vier so ermittelten Kenngrößen ist die Formulierung dreier in der medizinischen Bildverarbeitung häufig verwendeter Bewertungsmaße möglich. Die Sensitivität =  $RP/(RP + FN)$  beschreibt die Anzahl korrekt erfasster Polypenpixel bezogen auf die Gesamtheit aller Polypenpixel, während sich mit Hilfe der Spezifität =  $RN/(RN + FP)$  der Anteil der korrekt klassifizierten Hintergrundpixel an allen Hintergrundpixeln quantifizieren lässt. Die Genauigkeit =  $(RN + RP)/(RN + RP + FP + FN)$  definiert die Summe der insgesamt korrekt erkannten Pixeln in Relation zur Gesamtpixelanzahl.

Mit Hilfe des GAK-Verfahrens wird eine maximale Genauigkeit von 79,43% nach 4165 Iterationen erreicht. Die Auswertung erfolgt nach den Iterationen  $n_i = i * T / (9 * \Delta t)$  mit  $i = 1, \dots, 9$ . Die Variable  $T = 3000$  repräsentiert dabei die Endzeit und  $\Delta t = 0,4$  den Zeitschritt. Mit steigenden Iterationszahlen werden für die Mehrheit der Polypen über 90% (Spezifitätswert) der Hintergrundpixel korrekt erkannt. Dies gilt für fast alle Polypen, da die Standardabweichung der Spezifität gering ist. Dagegen sinken die Sensitivitätswerte nach 6000 Iterationen unter 50%. Die hohen Standardabweichungen der Sensitivität erlauben jedoch keine generelle Aussage über die Detektion von Polypenpixel.

In Tabelle 1 sind die Resultate des GAK-Verfahrens sowie die Ergebnisse der in [7] und [8] vorgestellten Methoden eingetragen (bei gleichem Datenset). Die Generalisierte Hough Transformation für Ellipsen, sowie das Template Matching elliptischer Vorlagen mit dem Kantenbild verwenden hauptsächlich die (meistens) elliptische Form der Polypen. Die implizite, geometrische Repräsentation der Kurve durch die Level-Set-Funktion ist auch der parametrischen Darstellung (Snakes, Aktive Strahlen) deutlich überlegen.

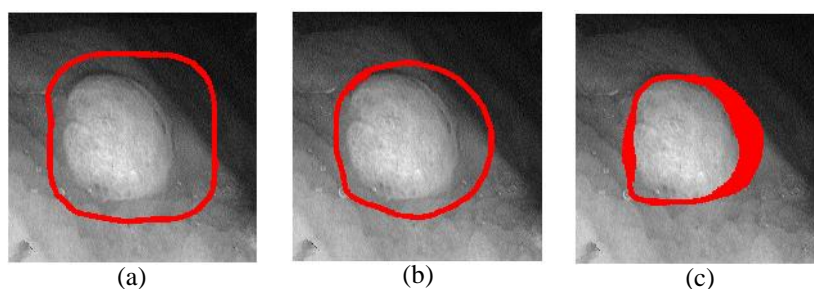


Abb.3: Segmentierungsergebnisse der GAK nach unterschiedlichen Iterationsstufen für den Beispielpolyp aus Abbildung 2 ((a): 833, (b): 2499, (c): 4165 Iterationen)

Verfahren	Genauigkeit		Spezifität		Sensitivität	
	$\phi$	$\sigma$	$\phi$	$\sigma$	$\phi$	$\sigma$
GAK (nach 4165 Iterationen)	79,43	8,74	91,49	6,09	61,85	17,54
Chan-Vese-Segmentierung	61,54	16,41	85,55	16,25	48,14	48,14
Template Matching	58,72	23,26	98,09	4,48	30,43	25,50
Aktive Strahlen	57,69	22,85	96,80	6,23	31,51	24,41
Generalisierte Hough Transf.	47,65	23,41	99,31	2,25	9,30	11,45
Parametrische Aktive Konturen	45,37	23,11	99,89	0,50	3,31	2,58

Tabelle 1: Prozentuale Ergebnisse der diversen Lokalisierungsverfahren im Vergleich (unter Angabe der Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Bewertungsmaße Genauigkeit, Spezifität und Sensitivität)

#### 4 Diskussion

Durch das in der vorliegenden Veröffentlichung erläuterte Verfahren ist die Verbesserung der automatischen Lokalisierung von Dickdarmpolypen in koloskopischen Bilddaten um 17,89% (in Vergleich zu den bisherigen Methoden aus Tabelle 1) gelungen. Die Spezifität beträgt über 90%, was für die anschließende Blutgefäßsegmentierung und Polypenklassifizierung von großer Bedeutung ist. Die inkorrekte Einstufung von Hintergrundpixeln als Polypenpixel würde bedeuten, dass sich der mittels Support-Vector-Machine durchgeführte Klassifikationsprozess auf falschen Daten beläuft. Die unvollständige Detektion eines Polypens, d.h. eine niedrigere Sensitivität, ist dafür unter der Annahme, dass die detektierte Polypenoberfläche repräsentative Merkmale aufweist, wesentlich unproblematischer.

Der geodesische Ansatz wurde als Prototyp in Matlab entwickelt und mit dessen Hilfe ist nach einer Adaption der Parameter auch die Erkennung anderer Gewebe im Rahmen optischer sowie radiologischer Untersuchungen möglich. Eine zurzeit stattfindende Umsetzung der Methode in C++ soll ein echtzeitfähiges Diagnoseassistenzsystem gewährleisten.

#### 5 Referenzen

- [1] Robert Koch Institut, Krebs in Deutschland 2005/2006: Häufigkeiten und Trends, Robert Koch Institut und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V., 2010.
- [2] Tischendorf J.J.W., Wasmuth H.E., et al., Value of magnifying chromoendoscopy and narrow band imaging (NBI) in classifying colorectal polyps: A prospective controlled study. *Endoscopy*.39(12), pp.1092–1096, 2007.
- [3] Gross S., Palm S., et al., Segmentierung von Blutgefäßstrukturen in koloskopischen NBI-Bilddaten, *Proc Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, pp. 13–17, 2011.
- [4] Criminisi A., Perez P., et al., Region filling and object removal by exemplar-based image inpainting, *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 13, pp. 1200 -1212, 2004.
- [5] Caselles V., Kimmel R., et al., Geodesic active contours, *International Journal of Computer Vision*, vol. 22, pp. 61 -79, 1997.
- [6] Osher S., Sethian J.A., Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi Formulation, *Journal of Computational Physics*, vol. 79, pp. 12 -49, 1988.
- [7] Breier M., Gross S., et al., Chan-Vese-Segmentation of Polyps in Colonoscopic Image Data, *Proceedings of the 15<sup>th</sup> International Student Conference on Electrical Engineering POSTER 2011*, 2011.
- [8] Gross S., Kennel M., et al., Polyp Segmentation in NBI Colonoscopy, *Proc Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, pp. 252-256, 2009.