Segmentierung von Hohlkörperlumina in verrauschten CT-Daten und automatische Detektion von Polypen und Divertikeln

Volker Aurich[1], Andreas Beck[1], Mathias Cohnen[2], Christoph Vogt[3]

[1]Abteilung für Informatik des Mathematischen Instituts
[2]Institut für Diagnostische Radiologie, [3]Klinik für Gastroenterologie
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Universitätsstraße 1, 40225 Düsseldorf
Email: aurich|becka@cs.uni-duesseldorf.de

Zusammenfassung. CT-Aufnahmen mit niedriger Strahlendosis sind mit Rauschen behaftet, welches die Segmentierung der Daten und die automatische Erkennung von Läsionen erschwert. Es werden robuste Algorithmen beschrieben, die auch bei kleinem Signal-Rausch-Verhältnis noch reproduzierbare Ergebnisse erzielen.

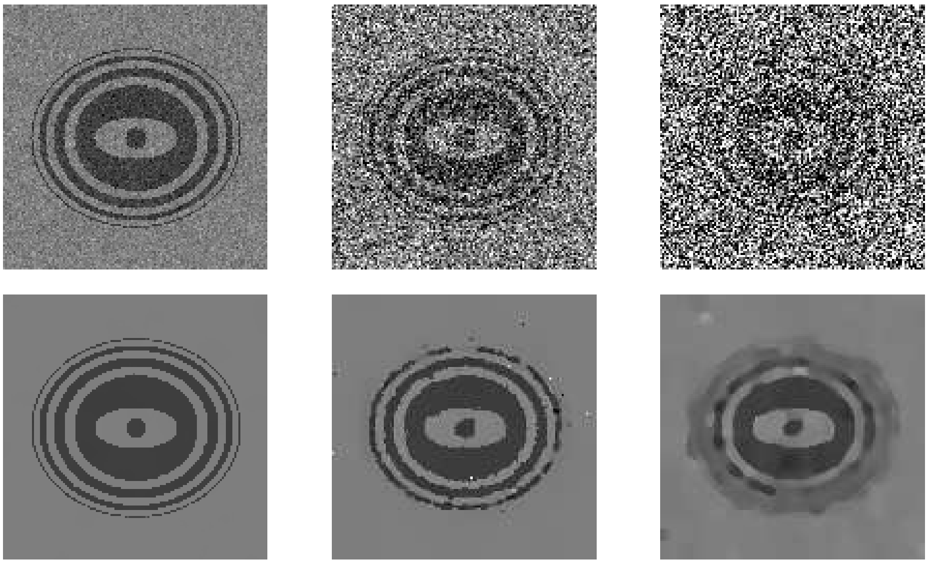
1 Einleitung

Algorithmen zur Segmentierung von Grauwertdaten und zur Detektion von Polypen beruhen meist auf kontinuierlichen Modellen aus der Analysis und der Differentialgeometrie (siehe z.B. [1]). Werden dabei infinitesimale Größen wie Ableitungen durch diskrete Differenzen ersetzt, können die Algorithmen sehr rauschempfindlich werden. Es ist besser, von vornherein die kontinuierliche Modellierung so umzuformulieren, daß möglichst keine infinitesimalen Größen explizit vorkommen, sondern nur integrale Beschreibungen, die sich problemloser diskretisieren lassen. Diese Idee liegt den folgenden Algorithmen zugrunde.

2 Entrauschung

Um Rauschen zu eliminieren, ohne dabei die interessierenden morphologischen Strukturen zu verschmieren, wird eine kantenerhaltende Glättung mit der nichtlinearen Gaußschen Filterkette nach [2] und der Parameterwahl nach [3] verwendet. Diese Filterkette ist eine anisotrope Modifikation der linearen Diffusion, wobei nicht die Differentialgleichung, sondern die Integraldarstellung der Lösung verändert wird. Die Leistungsfähigkeit dieser Filterkette läßt sich anhand der simulierter Volumendaten in Abb. 1 einschätzen; es handelt sich um ein Volumen aus $128 \times 128 \times 128$ Voxeln, in dem Ellipsoidschalen eingebettet wurden, deren Grauwert um D von dem der Umgebung differiert. Dann wurde weißes Gaußsches Rauschen unterschiedlicher Standardabweichung σ addiert. Abb. 1 zeigt die Ergebnisse der Filterkette in Abhängigkeit von dem Signalrauschverhältnis $\mathrm{SNR} = D/\sigma$.

Abb. 1. Oben: Schnittebenen durch die verrauschten Daten mit SNR = 4, SNR = 1 und SNR = 0.5. Unten: Die entsprechenden Ergebnisse der Glättungsfilterkette.



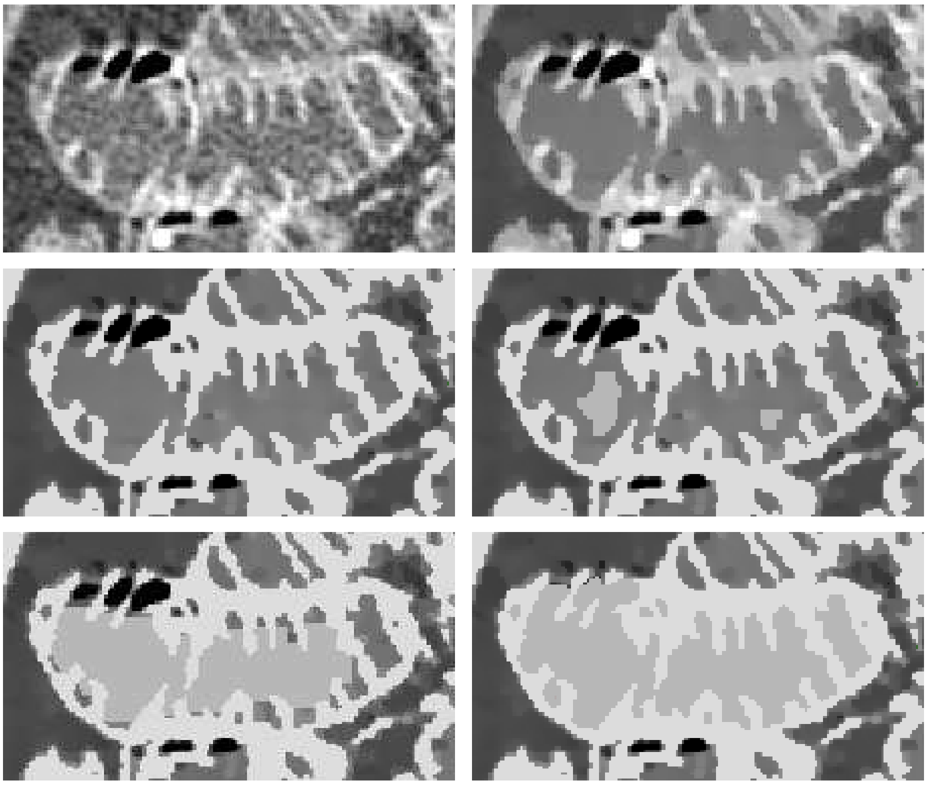
3 Segmentierung

Das Ergebnis der kantenerhaltenden Glättungsfilterkette ist ein Signal, das stückweise nahezu konstant ist, so daß Grauwertkanten leicht zu detektieren sind. Leider sind in den Tomografiebildern bei niedrigem SNR die Wände von Hohlorganen nicht überall als Grauwertkante zu erkennen (siehe Abb. 2); sie haben Löcher, durch die simple Füllalgorithmen von innen nach außen laufen.

Deshalb wurde ein mehrstufiger Füllalgorithmus entwickelt. Ausgehend von einem Saatpunkt im Inneren nimmt er zunächst mit Breitensuche eine grobe Füllung vor, indem er von der Wand um eine vorgegebene Distanz von a Voxeldurchmessern entfernt bleibt. Ist a größer als die Löcher in der Wand, so kann die Füllung nicht auslaufen. Dann wird der gefüllte Bereich um a Voxelschichten vergrößert, was nicht zum Auslaufen führen kann. Die bisher nicht gefüllten Restbereiche sind kleine Taschen oder Wandlöcher. Sie werden durch mehrere rekursive Suchschritte mit stark begrenzter Rekursionstiefe gefüllt, die nicht mehr dreidimensional, sondern in unterschiedlich orientierten Ebenen arbeiten. In der Praxis wird dadurch ein Auslaufen meist verhindert oder zumindest am Überschreiten der maximalen Rekursionstiefe erkannt.

Der Algorithmus wurde in das System [4][5] integriert und kann dort visuell gesteuert werden. Der Füllzustand läßt sich anhand einer Schnittebene kontrollieren, die interaktiv in dem Volumen beliebig plaziert und bewegt werden kann.

Abb. 2. Entrauschung und dreidimensionale Mehrskalenfüllung eines Dünndarms
Oben links: Die verrauschte Niedrig-Dosis-CT-Aufnahme; oben rechts: Ergebnis des Glättungsfilters; Mitte links: In den geglätteten Daten lassen sich die Wände durch eine Schwelle hell markieren; Mitte rechts: ausgehend von einem einzigen Saatpunkt findet der erste grobe Füllschritt die kleinen hellen Regionen im Lumen; unten links: sie werden ohne Auslaufen vergrößert; unten rechts: anisotrope Erweiterungsschritte füllen die Taschen zwischen den Darmfalten.

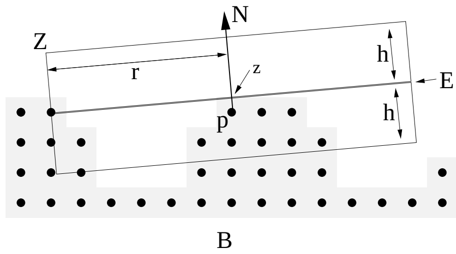


4 Polypendetektion

Polypen und Divertikel haben die Gestalt kleiner Beulen oder Zapfen, die ins Innere bzw. Äußere des Hohlorgans ragen. Differentialgeometrisch gesehen besteht ihre Oberfläche aus elliptische Punkten hoher Gaußkrümmung und läßt sich lokal durch ein kleines Ellipsoid approximieren. Daraus kann man ein Kriterium entwickeln, das auch im diskreten Fall noch Beulen aus einigen wenigen Pixeln sicher detektieren kann, indem man Ableitungen höherer Ordnung vermeidet und nur topologische und metrische Bedingungen verwendet. Dazu wird zunächst in jedem Randvoxel p des segmentierten Innenraums B die äußere Oberflächennormale N geschätzt, was mit ausreichender Genauigkeit möglich ist, und dann ein Kreiszylinder Z mit Mittelachse N, Radius r und Hoehe $2h$ in demjenigen Punkt

z zentriert, welcher von p in Richtung N einen halben Voxelabstand entfernt ist. Die zu N senkrechte Ebene E durch z teilt den Zylinder Z in zwei Hälften.

Das Voxel p wird als Punkt eines Polypen markiert, wenn die p enthaltende Zusammenhangskomponente K von $B \cap Z$ diejenige Hälfte von Z, in welche N zeigt, nicht trifft und ebenso die Seitenwände von Z nicht trifft. Mit h wird die minimale Höhe der Beule vorgegeben und mit $2r$ der maximale Durchmesser.



5 Ergebnisse

Der Polypendetektor erkennt zuverlässig alle zapfen- und beulenartigen Strukturen, auch wenn sie nur zwei Voxel hoch und flach sind und in Mulden liegen; andere Strukturen wie Darmfalten werden von ihm nicht markiert. Streifenförmige Artefakte in den CT-Bildern können nach der Entrauschung und Segmentierung wie kleine Zapfen aussehen und werden (geometrisch korrekt) als Polypen markiert. In der Niedrig-Dosis-CT-Aufnahme (10 mAs) eines Schweinedarms wurden alle künstlich eingebrachten Polypen (2-9 mm Größe) gefunden. Auch in den CT-Aufnahmen (20 mAs) von Patienten mit kleinen Kolonpolypen (2-10 mm) wurden alle Stellen markiert, die in den CT-Aufnahmen als polypenverdächtig eingestuft wurden. Zusätzlich wurden kleine Strukturen (< 5mm) markiert, die von CT-Artefakten herrührten und in den Schichtbildern als solche zu erkennen waren. Stuhlreste und Polypen konnten ohne Kontrastmittelgabe nicht sicher unterschieden werden.

Literatur

1. Kiss G. et alii: Computer-aided diagnosis in virtual colonography via combination of surface normal and sphere fitting methods. European Radiology, Springer 2001.
2. Aurich, V., Mühlhaus, E., Grundmann, S.: Kantenerhaltende Glättung von Volumendaten bei sehr geringem Signal-Rausch-Verhältnis. Zweiter Aachener Workshop über Bildverarbeitung für die Medizin, Springer 1998, 49-53.
3. Winkler G., Hahn, K., Aurich, V., Martin, A., Rodenacker, K.: Noise Reduction in Images: Some Recent Edge-Preserving Methods. Pattern Recognition and Image Analysis, Vol. 9 (1999), 749-766.
4. `www.eccet.de`
5. Aurich V., Beck A.: ECCET: Ein System zur 3D-Visualisierung von Volumendaten mit Echtzeitnavigation. BVM 2002.