

# Digitale Subtraktion von kontrastiertem Stuhlmaterial für die virtuelle CT-Koloskopie

Zvonimir Mostarkic<sup>1,2</sup>, Lutz Gündel<sup>2</sup>, Bernd Freisleben<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Fachbereich Mathematik und Informatik, Philipps-Universität Marburg

<sup>2</sup>Siemens Medical Solutions, Siemens AG, Forchheim

mostarkic@informatik.uni-marburg.de

**Kurzfassung.** In der virtuellen Koloskopie mittels CT-Daten werden Stuhlreste durch oral zugeführte Kontrastmittel hervorgehoben, um diese vom umliegenden Darmgewebe des Patienten abzugrenzen. Eine eindeutige 3D Befundung wird für den Radiologen ermöglicht, nachdem die Stuhlreste aus den Bilddaten entfernt und die Darmwände für den virtuellen Darmdurchflug nicht verdeckt werden. In diesem Beitrag wird ein Verfahren vorgestellt, welches ermöglicht, Stuhl- und Flüssigkeitsreste nachträglich aus Computertomographien zu subtrahieren, ohne dabei falscherweise Darmgewebe zu entfernen. Zum einen kommen dabei adaptive Schwellwerte zum Einsatz, die aus dem Histogramm des CT-Datensatzes gewonnen werden, und zum anderen werden mit einer Eigenwertanalyse der Hesse'schen Matrix Darmfaltenperforationen vermieden.

## 1 Einleitung

Die computertomographische (CT) Kolonographie ist als neue Befundungsmethode zur Darmpolypdiagnose entwickelt worden, da die klassische Koloskopie mit Endoskopeinsatz von vielen Patienten als unangenehm empfunden wird [1]. Bei der CT-Kolonographie wird der Kolon des zu untersuchenden Patienten vor der Computertomographie komplett entleert, da Stuhl- und Darmgewebe in CT-Daten auf ähnliche Werte abgebildet und somit nur sehr schwer unterschieden werden können. Als Folge würden Polypen, die von Stuhl umgeben sind, nicht erkannt werden. Das komplette Abführen des Stuhls wird jedoch wie bei der konventionellen Koloskopie als unangenehmer Bestandteil der Untersuchung empfunden [1]. Daher sind Protokolle für die Darmvorbereitung in der Entwicklung, nach welchen dem Patienten 48-24 Stunden vor der CT-Aufnahme bestimmte Kontrastmittel zusammen mit einem Nahrungsprogramm verabreicht werden, wodurch fäkales Material in den CT-Daten kontraststärker erscheint [2]. So ist es möglich, dass Stuhlreste im Darm verbleiben, die bei entsprechender Darmvorbereitung flüssig sind; dieses macht die Untersuchung für den Patienten angenehmer. Vor der Computertomographie wird dem Patienten Raumlufte bzw. CO<sub>2</sub> insuffliert, damit die Darmwände nicht zusammenfallen.

Bisherige Ansätze zur digitalen Bereinigung des Kolons benutzen globale, manuell festzulegende Schwellwerte zur Stuhlsegmentierung [3, 4] oder schlagen

vor, mit eindimensionalen Filtern, sog. Segmentierungsstrahlen, die Übergangsvoxel zwischen Luft und Stuhl zu erfassen [5, 6]. Diese Übergangsvoxel gehören zu den bei CT-Daten bekannten Teilvolumenartefakten (partial volume effect, PVE) [7]. Diese Ansätze reichen aufgrund von Bildrauschen und inhomogener Kontrastmittelverteilung jedoch häufig nicht aus, um das Stuhlmaterial fehlerlos zu entfernen. Zudem bewirken sie z.T. Darmfaltenperforationen oder deren Löschung.

In diesem Beitrag wird ein Verfahren vorgestellt, das die Stuhlreste aus CT-Bilddaten entfernt und eine anschließende virtuelle 3D-Befundung des Kolons (sog. virtueller Darmdurchflug) erlaubt, ohne die genannten Nachteile aufzuweisen. Das Verfahren besteht aus den Komponenten: (a) initiale Kolonsegmentierung, (b) Darmfaltenerhaltung und (c) Stuhloberflächendetektion. Experimente mit Datensätzen aus der klinischen Routine zeigen, dass das vorgeschlagene Verfahren qualitativ hochwertige Ergebnisse in akzeptabler Rechenzeit erzielen kann.

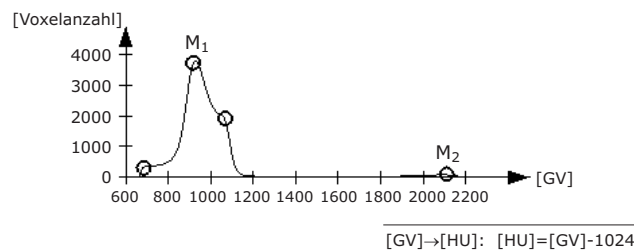
Der Beitrag ist folgendermaßen gegliedert. Abschnitt 2 stellt die entwickelten Methoden für die einzelnen Komponenten des Verfahrens vor. Experimentelle Resultate werden in Abschnitt 3 beschrieben. Abschnitt 4 fasst die Ergebnisse des Beitrags zusammen und gibt einen Ausblick auf zukünftige Arbeiten.

## 2 Material und Methoden

Der Abschnitt gliedert sich in die Beschreibung der initialen Kolonsegmentierung mit der Bestimmung des Schwellwertes zur Subtraktion des markierten Stuhls, der Methode zur Darmfaltenerhaltung, und abschließend der Stuhloberflächendetektion, d.h. der Erkennung der PVE-Voxel am Stuhl-Luft-Übergang.

### 2.1 Schwellwertbestimmung

Es wird davon ausgegangen, dass ein CT-Datensatz des Abdomens vorliegt, der den mit Gas insufflierten Kolon mitsamt kontrastverstärktem Stuhl enthält. Entsprechend der Hounsfield-Skala [7] werden Voxel  $v$  mit einem Wert  $v \leq 900$  HU



**Abb. 1.** Histogramm  $h(d)$  des den gasgefüllten Kolon umgebenden Bereichs; der Schwellwert  $t_{\text{tag}}$  wird als Wert zwischen den Maxima  $M_1$  und  $M_2$  bestimmt mit  $t_{\text{tag}} = (M_1 + M_2) \cdot 0,45$

(Hounsfield Units) (= HU-Wert von Gas) als potentielle gasgefüllte Kolonvoxel der Menge  $c_g$  zugewiesen. Die Menge  $c_g$  wird mit einer morphologischen Dilation erweitert zu  $c_{gDil} = c_g \oplus dilstr$ ; das Strukturelement  $dilstr$  ist eine mit Einsen gefüllte  $13 \times 13$ -Matrix. So ist durch die Anordnung von Luft und Stuhl im Kolon (Abb. 2.4 links) sichergestellt, dass genügend Bildbereiche zur gasgefüllten Kolon-Segmentierung hinzugenommen werden, die kontrastierten Stuhl enthalten. Aus dem Histogramm  $h(d)$  der Voxelmenge  $d = c_{gDil} - c_g$  kann der Schwellwert  $t_{tag}$  automatisch, adaptiv an den jeweiligen Bilddatensatz bestimmt werden, der weiter unten dazu herangezogen wird, um die Stuhlreste zu subtrahieren. Der Schwellwert wird auf einen Grauwert zwischen dem absoluten Maximum  $M_1$  und dem lokalen Maximum  $M_2$  im hinteren Bereich von  $h(d)$  gesetzt (Abb. 2.1).  $M_1$  umfasst die Darmwände und umliegendes Weichgewebe, welche zum großen Teil in  $d$  enthalten sind. Der empirische Wert  $t_{tag} = (M_1 + M_2) \cdot 0,45$  hat sich als angebrachter Schwellwert für die Stuhlsubtraktion herausgestellt. Je nach Datensatz und Stuhlkontrastierung nimmt  $t_{tag}$  üblicherweise Werte im Bereich 200-400 HU an.

## 2.2 Darmfaltendetektion

Bevor die Subtraktion des Stuhls durchgeführt wird, werden zunächst die von Stuhl umgebenen Darmfalten detektiert. So wird gewährleistet, dass diese bei der anschließenden Stuhlsubtraktion durch eine Schwellwertoperation nicht perforiert bzw. entfernt werden. Darmfalten, die von markiertem Stuhl umgeben sind, können bedingt durch PVE in den Bilddaten höherwertiger und über dem Grauwertbereich von Gewebe erscheinen.

Der Darmfaltenerkennung liegt die Überlegung zu Grunde, dass die Grauwerte einer Darmfalte im Vergleich zu dem umliegenden, kontraststarken Stuhl ein lokales Minimum darstellen und über die Bestimmung der Extrema im Bild detektiert werden können. Erreicht wird dieses mit einem Filter, das mittels der Hesse'schen Matrix und den zweiten Ableitungen der Bildfunktion die Darmfalten vorsegmentiert [4].

Sei  $g(x, y)$  die Bildfunktion einer Gauß-geglätteten axialen CT-Schicht. Ausgehend von der 2D Hesse'schen Matrix

$$H(g(x, y)) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial y^2} \end{bmatrix} \quad (1)$$

wird durch deren Hauptachsentransformation der Eigenwert  $\lambda_1$  berechnet, der zum ersten Eigenvektor gehört. Alle Voxel  $v$ , für die gilt  $\lambda_1 > t_{svd}$ , sind mögliche von Stuhlmateriale bedeckte Darmfalten und werden der Menge  $c_{fold}$  zugeordnet. Dieses Vorgehen zur Lokalisierung von Darmfalten ist angelehnt an Frangi's Blutgefäßhervorhebungs-Filter [8]. Eine mathematische Begründung kann dort gefunden werden. Im Gegensatz zu kontrastierten Blutgefäßen bei Frangi, die helle röhrenförmige Gebilde in dunklerer Umgebung darstellen, sind hier analog dazu die Darmfalten dunklere linienförmige Strukturen in hellerer Umgebung.

### 2.3 Detektion des Luft-Stuhl-Übergangs

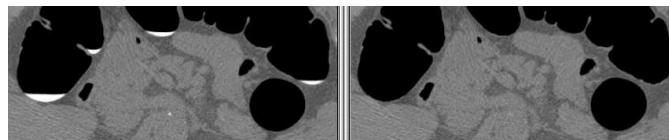
Oberflächenvoxel des Stuhls am Übergang von Luft zu Stuhl, die wegen Teilvolumenartefakten von der Schwellwertoperation nicht erfasst werden, werden mittels des *Laplacian of Gaussian* (LoG) Kantenfilters entfernt. Dabei wird die Gradienteninformation des LoG genutzt, und nur diejenigen Voxel als PVE-Voxel klassifiziert, die in  $y$ -Richtung verlaufende Gradienten mit den größten Beträgen aufweisen. Es wird die Gegebenheit ausgenutzt, dass die flüssigen Stuhlreste durch die Gravitationskraft bedingt stets eine nahezu horizontale Oberfläche bilden und die Luft-Stuhl-Übergänge die „steilsten Kanten“ in den Bilddaten darstellen.

### 2.4 Stuhlsubtraktion

Es folgt eine Schwellwertoperation, die alle Voxel  $v$ , mit  $v > t_{\text{tag}}$  (Abschn. 2.1), als kontrastierten Stuhl aus den CT-Daten subtrahiert, indem sie die Bildwerte auf den von Gas setzt. Darmfaltensegmente  $c_{\text{fold}}$  (Abschn. 2.2) werden dabei nicht betrachtet. Ein 3D Regionen-Wachstums-Verfahren (RWV) vermeidet, dass nicht von der Subtraktion erfasste Teile des Stuhls als „im Kolon schwebende Inseln“ übrig bleiben. Wegen Inhomogenitäten des Fäkalmaterials können solche Stuhlreste auftreten. Das RWV spürt sie als komplett von Gas umschlossene kleine Segmente auf und subtrahiert sie. Abschließend werden die durch die Subtraktion entstandenen, scharfen Kanten an den Darmwänden wie in [3] mit einem dreidimensionalen Gauß-Filter gefaltet, wodurch die Rekonstruktion der Mucosa und damit ein natürliches Erscheinungsbild der Darmwand erzielt wird.

## 3 Ergebnisse

Für die Evaluierung wurden 10 Datensätze aus der klinischen Routine mit je ca. 400-800 Schichten verwendet, sowie auch ein Phantomdatensatz. Die Stuhlreste wurden dabei in allen Datensätzen vollständig entfernt; verdeckte Polypen sichtbar und damit einwandfrei diagnostizierbar. Als Beispiel ist in Abbildung 2.4 eine multiplanare Rekonstruktion (MPR) einer Schicht gezeigt. Das linke Bild zeigt darin die typisch flüssigen Stuhlreste im Kolon des Patienten (hell dargestellt). Das rechte Teilbild zeigt dieselbe MPR nach der Stuhl-Subtraktion mit dem vorgestellten Verfahren; der Kolon ist in dem Fall nur mit Gas gefüllt. Die digitale



**Abb. 2.** Links: eine multiplanare Rekonstruktion (MPR) des mit kontrastreichen Stuhlresten gefüllten Kolon. Rechts: die gleiche MPR durch das vorgestellte Verfahren von den Stuhlresten gereinigt

Subtraktion benötigt mit der bisher nicht auf Laufzeit optimierten Methode für einen 512x512x500 (x-, y-, z-Achse) Voxel großen Datensatz knapp 3 Minuten - auf einem z.Zt. üblichen PC mit 2,4 GHz Prozessortakt, 2 GB Arbeitsspeicher, unter Windows XP(Reg TM).

## 4 Zusammenfassung und Ausblick

Das hier vorgestellte Verfahren ermöglicht es, Stuhl- und Flüssigkeitsreste in CT-Datensätzen zu detektieren und restefrei zu entfernen. Außerdem bleiben durch die Darmfaltenerkennung das Darmgewebe und auch kleine Polypen im Bild erhalten. Dies ist zwingend erforderlich, weil so die tatsächliche Morphologie des inspizierten Kolons erhalten bleibt.

Eine gradientenbasierte Glättung der Kolonoberfläche zur Mucosarekonstruktion wäre eine sinnvolle Erweiterung des Verfahrens, welches bisher einen normalverteilten Gauß-Filter einsetzt. Zu untersuchen ist, ob eine 3D-Erweiterung der Methode verbesserte Ergebnisse liefert. In [9] wird ein 3D-Ansatz für die Stuhlsbtraktion vorgestellt, das bzgl. der Darmfaltendetektion Ähnlichkeiten mit dem hier vorgestellten Verfahren aufweist; allerdings wird dort keine Zeitangabe gemacht und die Detektion erfordert eine komplexere Berechnung.

Als nächster Schritt soll eine Differenzierung zwischen Knochenmaterial und kontrastiertem Stuhl eingeführt werden, so dass ossale Strukturen nicht entfernt werden. Das Entfernen beeinflusst die endoluminale 3D-Rekonstruktion des Kolon jedoch nicht, da Knochen und Kolonwände nicht direkt angrenzende Bereiche darstellen.

## Literaturverzeichnis

1. Van Gelder RE, Birnie E, et al. CT colonography and colonoscopy: Assessment of patient preference in a 5-week follow-up study. *Radiology*. 2004;233(2):328–37.
2. Zalis ME, Hahn PF. Digital subtraction bowel cleansing in CT colonography. *Am J Roentgenol*. 2001;176:646–8.
3. Zalis ME, Perumpillichira J, Hahn PF. Digital subtraction bowel cleansing for CT colonography using morphological and linear filtration methods. *IEEE Trans Med Imaging*. 2004;23(11):1335–43.
4. Gündel L, Sühling M, Eckert H. Novel method for digital subtraction of tagged stool in virtual colonoscopy. *Proc SPIE*. 2008;6914. To appear.
5. Lakare S, Chen D, Li L, et al. Electronic colon cleansing using segmentation rays for virtual colonoscopy. *Proc SPIE*. 2002;4683:412–8.
6. Sato M, Lakare S, Wan M, et al. An automatic colon segmentation for 3D virtual colonoscopy. *IEICE Trans Inform Sys*. 2001;E84-D(1):201–8.
7. Buzug TM. Einführung in die Computertomographie. Springer, Berlin; 2004.
8. Frangi AF, Niessen WJ, Vincken KL, et al. Multiscale vessel enhancement filtering. *Lect Notes Comp Sci*. 1998;1496:130–7.
9. Cai W, Näppi J, et al. Digital bowel cleansing for computer-aided detection of polyps in fecal-tagging CT colonography. *Proc SPIE*. 2006;6144:690–8.