# Interaktive und skalierungsinvariante Segmentierung des Rektums/Sigmoid in intraoperativen MRT-Aufnahmen für die gynäkologische Brachytherapie

Tobias Lüddemann<sup>1</sup>, Jan Egger<sup>2</sup>

 $^1$ Institut für Mechatronik, TU München  $^2$ Institut für Maschinelles Sehen und Darstellen, TU Graz egger@tugraz.at

Kurzfassung. Gynäkologische Tumore sind die vierthäufigste Art karzinogener Krankheiten. Eine Behandlung besteht i.A. aus Chemotherapie, externer Bestrahlung und interner Strahlentherapie (Brachytherapie). Im Gegensatz zur externen Bestrahlung wird bei der Brachytherapie radioaktives Material direkt in den Tumor oder in seiner unmittelbaren Nähe platziert. Vorher müssen allerdings Tumor und umliegende Organe für eine optimale Strahlendosis segmentiert werden, was - manuell durchgeführt - sehr zeitintensiv ist. In diesem Beitrag stellen wir einen interaktiven, graphbasierten Ansatz zur Segmentierung des Rektums/Sigmoid als ein Risikoorgan (also als Gewebe, das möglichst nicht/wenig bestrahlt werden sollte) der gynäkologischen Brachytherapie vor. Der Ansatz verwendet zur Graphkonstruktion eine benutzerdefinierte Vorlage zur anschließenden interaktiven und skalierungsinvarianten Segmentierung; er wurde anhand von manuellen Segmentierungen von 7 Datensätzen evaluiert, wobei er einen mittleren DSC von 83.85±4.08% und eine mittlere Hausdorff-Distanz von ca. 11 Voxeln erreichte. Im Gegensatz zu einer manuellen Segmentierung, die im Schnitt 5 Minuten dauerte, konnte ein Datensatz mit unserem Ansatz in 2 Minuten segmentiert werden.

# 1 Einleitung

Unter allen Krebsarten sind gynäkologische Tumore die vierthäufigste Art karzinogener Krankheiten [1]. Neben Chemotherapie und externer Bestrahlung gilt die Brachytherapie als Standardbehandlung für Krankheiten dieser Art. Im Verlauf der Therapieplanung ist es nötig, die relative Lage des Tumors und benachbarter Organe durch Segmentierung zu erfassen, um die verabreichte Strahlung möglichst genau platzieren zu können, wobei der Tumor zerstört, aber umliegende Organe geschont werden sollen. Die Segmentierung wird manuell durchgeführt und stellt einen höchst zeitaufwendigen Schritt im Verlauf der Therapieplanung dar. Dieser Beitrag konzentriert sich auf die Segmentierung des Rektums/Sigmoid (Colon sigmoideum) als ein Risikoorgan in der gynäkologischen Brachytherapie (Abb. 1). Aufgrund der patientenindividuellen Variabilität des

Rektums (was vor allem die Größe, die Form und auch die schlechte Abgrenzung zum umliegenden Gewebe angeht) ist eine automatische Segmentierung äußerst schwierig. Den Autoren ist kein vollautomatischer Ansatz bekannt, der zuverlässige und robuste Ergebnisse für einen klinischen Einsatz liefert. Besonders dies ist die Motivation, in diesem Beitrag einen interaktiven Ansatz zur Konturierung des Rektums vorzustellen, bei dem ein Benutzer unterstützend in den semi-automatischen Segmentierungsprozess eingreift. Zwei neuere Arbeiten, die sich mit der Segmentierung des Rektums in Magnetresonanztomographie (MRT)-Daten befassen, sind von Namías et al. [2] und Ma et al. [3]. Bei [2] liegt der Schwerpunkt allerdings auf einer automatischen Detektion des Rektums/Sigmoid in den Aufnahmen mit anschließender (automatischer) Bestimmung der Rektum-Obergrenze. Ma et al. [3] dagegen segmentieren in ihrer Arbeit neben dem Rektum noch weitere Strukturen, z.B. die Blase. Allerdings wurde der Ansatz nur anhand zweier Aufnahmen evaluiert und erforderte eine präzise Parameterdefinition durch den Benutzer. In diesem Beitrag dagegen wird ein interaktiver graphbasierter Algorithmus zur Segmentierung des Rektums in intraoperativen MRT-Aufnahmen vorgestellt. Der Algorithmus stützt sich dabei auf eine benutzerdefinierte Vorlage, um den Graphen aufzubauen. Die Vorlage wird durch die manuelle Segmentierung des Rektums in einer ersten Schicht erzeugt und danach zur Segmentierung des Rektums in den folgenden Schichten verwendet.

#### 2 Material und Methoden

Zum Ausarbeiten und Evaluieren der Methoden aus diesem Beitrag standen gynäkologische MRT-Daten aus der interstitiellen Brachytherapie zur Verfügung, die mit einem 3-Tesla-Scanner von Siemens erzeugt wurden. Alle Datensätze stehen der Community für eigene Forschungszwecke frei zur Verfügung und können unter folgender Adresse heruntergeladen werden: Egger J, Kapur T, Viswanathan A. GYN Data Collection. NCIGT, August 2012.

# http://www.spl.harvard.edu/publications/item/view/2227

Die Segmentierung basiert auf der Konstruktion eines Graphen G(K, W) in der Patientenaufnahme mit anschließendem minimalen s-t-Schnitt [4], um das Rektum/Sigmoid von den umliegenden Strukturen zu trennen. Dabei orientiert sich der prinzipielle Aufbau des Graphen (bestehend aus Kanten mit dazugehörigen Kantengewichten W) an Li et al. [5], wobei unser Ansatz zwei elementare Erweiterungen aufweist: (1.) kann ein Benutzer die Form des Graphen vorgeben und (2.) ist es möglich, die Segmentierung interaktiv zu steuern. Dadurch können auch anspruchsvolle Strukturen wie das Rektum zumindest semi-automatisch segmentiert werden. Abb. 2 zeigt, wie ein patientenindividueller Segmentierungsgraph G(K,W) erstellt wird. Dazu konturiert der Benutzer zuerst das Rektum in einer 2D-Schicht (gelb, obere Reihe). Diese Kontur definiert die Vorlage  $V \in \mathbb{R}^3$  und besteht aus einer diskreten Anzahl von Markern  $M_t = (m_x, m_y, m_z)$ :

$$V = \{M_0, ..., M_n\} : 0 \le n \le \infty \tag{1}$$

Aus dieser Kontur wird danach automatisch der Mittelpunkt  $MP = (\sum_{t=0}^{n} M_t)/n$ (blau, linkes Bild unten) aus Abb. 2 bestimmt. Als nächstes werden die Knoten K des Graphen (rote Punkte, mittleres Bild unten) anhand von Strahlen  $s_i=1 \le i \le k$ , die von  $MP=(mp_x, mp_y, mp_z)$  ausgesandt werden, abgetastet [6] und für alle  $s_i$  wird der Schnittpunkt  $SP_i$  mit der Vorlage V berechnet. Die Längen der einzelnen Strahlen ergeben sich aus der Distanz zwischen MP und  $SP_i$  ( $|s_i| = |SP_i|$ MP). Für einen vollständigen Graphen werden dann die Kanten mit ihren  $\infty$ -Kantengewichten zwischen den Knoten (rot, rechtes Bild unten in Abb. 2) und Kanten von den Knoten zu einer Quelle s und einer Senke t (im Bild nicht dargestellt) erzeugt. Die Kantengewichte zur Quelle bzw. Senke berechnen sich hierbei aus einem mittleren Grauwert MG im Bereich des Mittelpunktes MP aus dem Datensatz. Solch ein vollständiger Graph kann anschließend zur interaktiven Segmentierung des kompletten Rektums eingesetzt werden, wie es in Abb. 3 beispielhaft für mehrere 2D-Schichten veranschaulicht wird. Der Ansatz wurde innerhalb von MeVisLab® realisiert, und der C++ Quellcode für die eigenen Module wurde mit Microsoft® Visual Studio 2008 (Version 9) kompiliert.

### 3 Ergebnisse

Die Berechnungen der Segmentierungen wurden auf einem Windows 7 PC mit Intel Prozessor (Intel®) Core<sup>TM</sup> i3 CPU M330 mit 2.13 GHz Dual Core) und 4 GB Arbeitsspeicher durchgeführt. Die automatische Trennung von Rektum/Sigmoid und Hintergrund erfolgt in jeder Schicht durch einen minimalen s-t-Schnitt. Ein Vergleich mit rein manuellen Schicht-für-Schicht-Segmentierungen ergab einen mittleren DSC [7] von ca. 84% und eine mittlere Hausdorff-Distanz von ca. 11 Voxeln, bei einer Zeitersparnis von etwa drei Minuten für jeden Datensatz. Dadurch liegt die ermittelte Segmentierungszeit für ein komplettes Rektum im Bereich der von Haas et al. [8] anvisierten zwei Minuten für eine automatische Segmentierung ohne Korrekturen (erste Ergebnisse wurden schon auf einem medizinischen Kongress vorgestellt: Lüddemann T, Egger J. Rectum Segmentation in MR-guided Gynecologic Brachytherapy Data. The British Gynaecological Cancer Society Annual Scientific Meeting in conjunction with the Irish Gynaecological Cancer Society, The Waterfront, Belfast, Northern Ireland, Abstract topic: Cervix, PO97, pp. 162-163, Juni 2013). Tabelle 1 listet detailliert die Evaluationsergebnisse (Min., Max., Mittelwert  $\mu$  und Standardabweichung  $\sigma$ ) für sieben Datensätze auf. IS steht dabei für die interaktive Segmentierung, und M1 und M2 sind zwei manuelle Expertensegmentierungen. Für einen direkten visuellen Vergleich zwischen manueller und semi-automatischer Segmentierung dient Abb. 4.

#### 4 Diskussion

Der vorgestellte Ansatz zur Segmentierung des Rektums/Sigmoid basiert auf einer benutzerdefinierten Vorlage, um einen Graphen aufzubauen. Bei dieser Vorgehensweise bevorzugt ein s-t-Schnitt eine patientenindividuelle Anatomie.

#### 4 Lüddemann und Egger

**Tabelle 1.** Evaluationsergebnisse: Minimum (Min.), Maximum (Max.), Mittelwert  $\mu$  und Standardabweichung  $\sigma$  für sieben Datensätze (IS steht für interaktive Segmentierung und M1 und M2 sind zwei manuelle Segmentierungen).

Daten-	DSC (%)		Hausdorff-Distanz (Voxel)	
satz	IS-M2	M1-M2	IS-M2	M1-M2
1	88,43	86,93	11,04	4,03
2	80,88	85,16	6,48	11,45
3	79,04	78,19	25,47	18,92
4	80,17	70,37	11,05	22,29
5	84,78	n.v.	9,34	n.v.
6	89,54	91,05	4,36	9,78
7	84,14	91,40	9,64	4,12
$\mu \pm \sigma$	$83,85\pm4,08$	$83,97 \pm 8,08$	$11,05\pm6,81$	$11,76\pm7,54$
Min.	79,04	70,37	4,36	4,03
Max.	89,54	91,40	25,47	22,29

Unseres Wissens ist dies das erste Mal, dass bei einem graphbasierten Verfahren die Knoten des Graphen nicht gleichmäßig und äquidistant auf einem Bild verteilt wurden, sondern anhand einer individuellen benutzerdefinierten Vorlage. Zusätzlich ist der vorgestellte Ansatz durch den speziellen Graphaufbau skalierungsinvariant und kann dadurch Größenänderungen des Rektums/Sigmoid zwischen zwei Schichten handhaben. Durch die Interaktivität können Parameter wie der mittlere Grauwert in den Ansatz integriert werden. In einem nächsten Schritt soll das vorgestellte Verfahren zu einem 3D-Ansatz erweitert werden. Denkbar ist, dass der Benutzer drei initiale Konturen in einer axialen-, einer sagittalen- und einer koronaren Schicht vorgibt, äquivalent zur Initialisierung in [9,10]. Anschließend soll ein 3D-Graph anhand dieser Vorgaben aufgebaut und zur interaktiven Segmentierung des kompletten Rektums genutzt werden, was die Praktikabilität des Ansatzes deutlich erhöhen würde.

#### 5 Danksagung

Die Autoren danken Frau Edith Egger-Mertin für das Korrekturlesen des Beitrags. Videos der interaktiven Segmentierung finden sich unter dem YouTube-Kanal: http://www.youtube.com/c/JanEgger/videos

#### Literaturverzeichnis

- Siegel R, Naishadham D, Jemal A. Cancer Statistics 2012. CA: A Cancer Journal for Clinicians. 2012;62(1):10–29.
- 2. Namías R, D'Amato JP, del Fresno M, Vénere M. Three-dimensional imaging in gynecologic brachytherapy: a survey of the American Brachytherapy Society. Comput Med Imaging Graph. 2014;38(4):245–50.

- Ma Z, Jorge RM, Mascarenhas T, Tavares JM. Segmentation of female pelvic organs in axial magnetic resonance images using coupled geometric deformable models. Comput Biol Med. 2013;43(4):248–58.
- 4. Boykov Y, Kolmogorov V. An experimental comparison of min-cut/max-flow algorithms for energy minimization in vision. IEEE PAMI. 2004;26(9):1124–37.
- 5. Li K, Wu X, Chen DZ, et al. Optimal surface segmentation in volumetric images: a graphtheoretic approach. IEEE PAMI. 2006;28(1):119–34.
- Bauer MHA, Egger J, ODonnell T, Freisleben B, et al. A Fast and Robust Graphbased Approach for Boundary Estimation of Fiber Bundles Relying on Fractional Anisotropy Maps. ICPR. 2010; p. 4016–9.
- 7. Zou KH, Warfield SK, Bharatha A, et al. Statistical validation of image segmentation quality based on a spatial overlap index. Acad Radiol. 2004;2:178–89.
- 8. Haas B, Coradi T, Scholz M, Kunz P, et al. Automatic segmentation of thoracic and pelvic CT images for radio-therapy planning using implicit anatomic knowledge and organ-specific segmentation strategies. Phys Med Biol. 2008;53(6):1751–71.
- Egger J, Kapur T, Fedorov A, et al. GBM Volumetry using the 3D Slicer Medical Image Computing Platform. Sci Rep. 2013;3(1364):1–7.
- Egger J, Kapur T, Nimsky C, Kikinis R. Pituitary Adenoma Volumetry with 3D Slicer. PLoS ONE. 2012;7(12):e51788.



**Abb. 1.** Darstellung des weiblichen Beckens: Analkanal (1), Rektum (2), Sigmoid (3), Harnröhre (4), Vagina (5), Blase (6) und Uterus (7). Illustration basiert auf *Drake et al. Gray's anatomy for students, Elsevier, 2005.* 

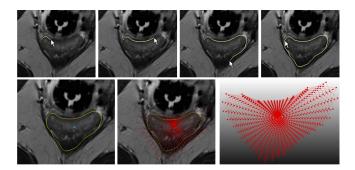


Abb. 2. Erstellung eines patientenindividuellen Segmentierungsgraphen; der Benutzer konturiert das Rektum in einer 2D-Schicht (gelb, obere Reihe). Aus der Kontur werden anschließend automatisch der Mittelpunkt (blau, linkes Bild unten), die Knoten des Graphen (rote Punkte, mittleres Bild unten) und der Segmentierungsgraph (rot, rechtes Bild unten) generiert.

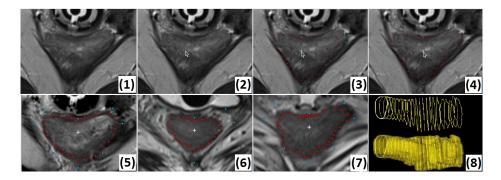


Abb. 3. Prinzipieller Ablauf der Segmentierung eines kompletten Rektums/Sigmoid: erste Originalschicht in 2D (1), Platzieren des Mauscursors (2), Segmentierung (rot) des Rektums durch die linke Maustaste an der Stelle des Mauscursors (3), interaktive Verfeinerung der Segmentierung durch Verschieben des Graphmittelpunkts (4), interaktive Segmentierung - äquivalent zu den Schritten (1) bis (4) - in angrenzenden Schichten in z-Richtung (5, 6 und 7), Segmentierungsergebnis des kompletten Rektums (8, oben) und anschließende Triangulierung (8, unten). Anmerkung: Die blauen Punkte beschreiben die benutzerdefinierte Vorlage, anhand derer der patientenindividuelle Segmentierungsgraph aufgebaut wird.

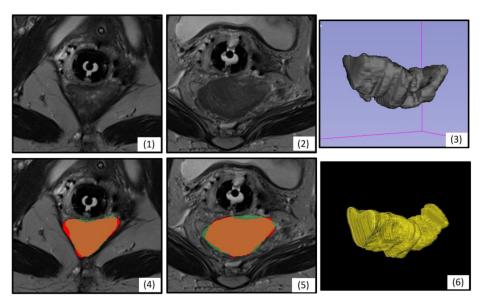


Abb. 4. Segmentierungsergebnisse des Rektums/Sigmoid in 2D und 3D: (1) und (2) sind zwei Originalschichten aus einem Magnetresonanztomographie (MRT)-Datensatz, (3) ist eine rein manuelle Segmentierung aller 2D-Schichten des Rektums/Sigmoid (grau), (4) und (5) sind die Ergebnisse der vorgestellten interaktiven Segmentierung (rot), einer rein manuellen Expertensegmentierung (grün) und der Übereinstimmung beider Segmentierungen (braun); (6) stellt das interaktive Segmentierungsergebnis aller 2D-Schichten in einer dreidimensionalen Visualisierung dar (gelb).