

# Erstellung eines anatomischen Templates zur Zielvolumendefinition der Zervixregion für die Bestrahlungsplanung

Detlef Richter<sup>1</sup>, Soulimane Abdellaoui<sup>1,2</sup>, Faisal Bekkaoui<sup>1,2</sup>  
Karsten Berthold<sup>1,2</sup> und Gerd Straßmann<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Fachbereich Informatik, Fachhochschule Wiesbaden, D-65197 Wiesbaden

<sup>2</sup>Klinik für Strahlentherapie, Philipps-Universität Marburg, D-35043 Marburg

Email: richter@informatik.fh-wiesbaden.de

**Zusammenfassung.** Es wird ein Algorithmus zur halbautomatischen Erzeugung von Templates aus konturierten CT-Datensätzen der Zervix zur Bestrahlungsplanung vorgestellt. Die Anpassung des Templates an individuelle Datensätze erfolgt durch Verwendung anatomischer Landmarken. Diese bilden ein Landmarkenmodell, das für die Berechnung der Parameter für eine affine 3D Transformation des Templates verwendet wird.

## 1 Problemstellung

Die Bestrahlungsplanung beim Zervixkarzinom beinhaltet in der Regel die Konturierung der Tumorregion und der dazugehörigen ableitenden Lymphwege. In mehr als der Hälfte der Fälle wurde der Tumor bereits operativ entfernt. Die Automatisierung der postoperativen Zielvolumendefinition ist ein Problem mit zwei schwierig zu erfassenden Vorgaben. Erstens ist das Zielvolumen von der präoperativen irregulären Tumorform und der individuellen Patientenanatomie abhängig. Zweitens basiert die Zielvolumendefinition in großem Maße auf der individuellen Erfahrung des Arztes, der sich an anatomischen Landmarken und verschiedenen Organstrukturen orientiert. Diese Landmarken sind Lymphknotengruppen oder Gefäße, die einen festen Bezug zur anatomischen Struktur der Zervixregion beziehungsweise zu Knochenpunkten haben. Dementsprechend basiert die individuelle Zielvolumendefinition für eine 3D-konformale Bestrahlungsplanung trotz unterschiedlicher Anatomie der Individuen auf ähnlich geformten Zielvolumina. Es liegt daher nahe, ein Template aus mehreren CT-Datensätzen zu generieren. Für die Berechnung der notwendigen Transformationsparameter wird eine affine Transformation, die eine Translation, Rotation und eine in jeder Dimension unabhängige Skalierung einschließt, verwendet.

## 2 Stand der Forschung und Fortschritt durch den Beitrag

Aus den wenigen Arbeiten, die zu dem Thema der automatischen Zielvolumendefinition publiziert wurden, sind folgende Studien erwähnenswert. Ein Verfahren

[1] wurde zur Autosegmentierung von Leber, Lunge und Rückenmark entwickelt. Dieses Verfahren greift auf einen Atlas, in dem die komplette Organanatomie modelliert wurde, zurück. Das Organmodell wird dann schichtweise nach einer interaktiven Definition von sieben anatomischen Landmarken auf den individuellen CT-Datensatz übertragen und durch Snake-Algorithmen über eine Energiefunktion angepasst. Die Energiefunktionen verlangen kontrastreiche Strukturen zur Konturanpassung. In einem zweiten Verfahren [2] zur Definition von Risikostrukturen im Hirn werden zwei Datensätze, ein hoch aufgelöster, künstlich erzeugter und perfekt symmetrischer Datensatz und ein Atlas aus dem ersten Datensatz, verwendet. Um die Parameter für eine elastische 3D Transformation zu erhalten, wurde der künstlich erzeugte Datensatz in einem zweistufigen Verfahren mit einer rigiden und einer nicht rigiden Transformation an den Patientendatensatz angepasst und anschließend mit den so gewonnenen Parametern der Atlas mit einer elastischen Transformation auf die Patientendaten übertragen. Beide Verfahren nach [1] und [2] verwenden einen aufwendig manuell erstellten Atlas. Andere Methoden wie beispielsweise Statistical Shape Models mit nichtrigiden Transformationen sind auf gut separierbare Oberflächen der zu transformierenden Objekte angewiesen [3].

Durch das vorgestellte Verfahren können Templates von Zielvolumina, die nicht durch Gewebestrukturen definiert sind, einfach erstellt werden. Es sind keine aufwendig manuell vorbereiteten Atlanten wie bei [1] und [2] bzw. kontrastreiche Konturen wie bei [1] notwendig. Ebenso setzt das Verfahren keine definierten Organoberflächen zur Template-Erstellung wie bei [3] voraus. Eine 3D Anpassung des Templates an den individuellen Datensatz erfolgt durch Definition von einzelnen anatomischen Strukturen, die ein Landmarkenmodell definieren. Wie in [2] werden aus diesem Landmarkenmodell die Transformationsparameter berechnet. Das Verfahren kann zur Erstellung von Templates weiterer anatomischer Regionen angewendet werden. Speziell bei nicht durch Atlanten definierbaren Zielvolumina wird deren Definition durch dieses Verfahren objektiviert.

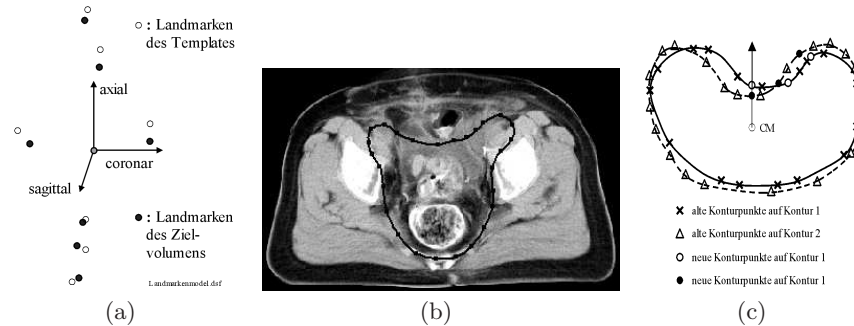
### 3 Methoden

Die Erstellung des Templates erfolgt in zwei Schritten. Zuerst wird ein Landmarkenmodell erstellt, aus dem die Parameter zur Transformation gewonnen werden. Im zweiten Schritt wird aus den konturierten Zielvolumina mithilfe der im ersten Schritt gewonnenen Parameter das Template erstellt. Für die Anwendung des Templates werden in dem individuellen Datensatz interaktiv die anatomischen Landmarken definiert und die Transformationsparameter berechnet. Mit diesen Parametern wird dann das Template auf den Datensatz übertragen.

#### 3.1 Erstellung des Landmarkenmodells

Für die Erstellung des Landmarkenmodells [4, 5] wurden interaktiv fünf Lymphknoten und die Schwerpunkte der obersten und untersten Kontur definiert und

**Abb. 1.** Landmarkenmodell: Landmarken der CT-Datensätze (a), Kontur aus den interaktiv definierten Stützpunkten [6] (b), Zusammenfassung der Konturpunkte (c)

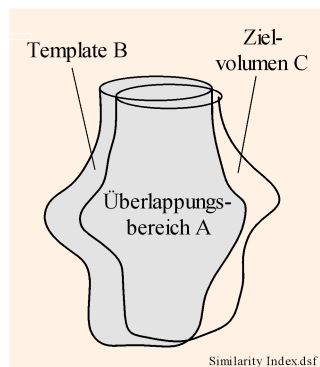


als anatomische Landmarken verwendet. Die Schwerpunkte der Landmarken eines jeden Datensatzes wurden berechnet und diese durch eine Translation zur Deckung gebracht. Anschließend wurden die Landmarken durch Rotation und Skalierung der einzelnen Datensätze so angepasst, dass die Summe der Fehlerquadrate der Euklidischen Abstände minimal ist. Die Transformationsmatrizen  $A_n$ ,  $n = 1 \dots N$  der affinen Transformationen der  $N$  einzelnen Datensätze werden mit Hilfe von Tensorprodukten berechnet. Diese Tensorprodukte werden aus den Koordinaten der Landmarken gebildet. Die Matrizen  $A_n$  beinhalten nur die Rotation und konstante Skalierungen in jeder Dimension. Die aufeinander angepassten Landmarken werden nacheinander gewichtet zu einem Landmarkenmodell zusammengefasst (Abb. 1a). Zum Abschluß wird für jeden der  $N$  Datensätze eine 3D Transformationsmatrix  $B_n$ , bestehend aus einer Translation, einer Rotation und der Skalierung in jeder Dimension, bezogen auf das Landmarkenmodell, berechnet.

### 3.2 Erstellung des Templates

Für die Erstellung des Templates [4, 5] werden die Zielvolumina der einzelnen Datensätze durch Stützpunkte in einzelnen ausgewählten Schichten im Abstand von ca. 5 mm interaktiv definiert und diese durch geschlossene Hermite kubische Splines zu Konturen ergänzt (Abb. 1b) [6]. Auf die Konturstützpunkte wird dann die 3D Transformationsmatrix  $B_n$  angewendet. Dadurch können die ursprünglichen Stützpunkte aus einzelnen Schichten des Datensatzes in andere Schichten transformiert werden. Daher werden aus dem Drahtgittermodell der Konturen neue Stützpunkte in den neuen Schichten berechnet. Nachdem dieser Vorgang für alle  $N$  Datensätze durchgeführt wurde, werden auf den  $N$  einzelnen Konturen neue Stützpunkte in Bezug auf gleiche Anzahl pro Kontur, gleichen gegenseitigen Abstand und gleicher Phasenlage bezüglich einer vorgegebenen Richtung vom Schwerpunkt (CM) aus berechnet und die entstehenden singulären Punktwolken als Schwerpunkte zusammengefasst. In Abb. 1c wurden aus Gründen der Übersichtlichkeit nur drei neue Konturpunkte eingezeichnet.

**Abb. 2.** Definition der Volumina A, B und C zur Berechnung des Ähnlichkeitsindex



Diese so erhaltenen Punkte bilden als Konturmodell das Template. Es hat in Bezug auf das Landmarkenmodell eine konforme Lage.

### 3.3 Anwendung des Templates

Die Überlagerung des Templates auf einen individuellen CT-Datensatz basiert auf einem analogen Verfahren, mit dem das Template erstellt wurde. Zu Beginn werden die anatomischen Landmarken im individuellen Datensatz in der von der Software vorgegebenen Reihenfolge von dem Strahlentherapeuten definiert. Dadurch wird das Korrespondenzproblem der individuellen Landmarken zum Landmarkenmodell umgangen. Das Landmarkenmodell wird auf die Landmarken der Patientin mit dem bereits beschriebenen Verfahren approximiert. Man erhält somit eine Transformationsmatrix  $(B_{N+1})^{-1}$  mit dem das Konturmodell auf alle Schichten des individuellen Datensatz übertragen wird.

## 4 Ergebnisse

Für die Erzeugung des Atlas standen für die vorliegende Arbeit 12 CT-Datensätze zur Verfügung. Die Evaluation der Ergebnisse wurde mit Hilfe eines Ähnlichkeitsindex AI (Abb. 2) durchgeführt:  $AI = \frac{A}{B+C-A} \cdot 100$  in Prozent, wobei A das gemeinsame überlappende Volumen zwischen dem automatisch generierten Template und dem manuell konturierten Zielvolumen, B das automatisch erzeugte Template und C das manuell konturierte Zielvolumen ist. Von den  $N = 12$  verfügbaren Datensätzen wurde durch Überlagerung eines aus  $N-1 = 11$  Datensätzen erzeugten Templates auf den 12. Datensatz der Ähnlichkeitsindex AI berechnet. Die Ähnlichkeit zwischen dem manuell und dem automatisch definierten Zielvolumen beträgt im Durchschnitt 50 %, was als erste Näherung zur Zielvolumendefinition ausreichend ist. Weiterhin ergibt sich im Gegensatz zur konventionellen Zielvolumendefinition eine Zeitersparnis von ca. 40%.

Die entwickelte Software wurde auf einer Intel Pentium-4 CPU mit 2.6 GHz und 1024 MBytes getestet. Die Erstellung eines Templates aus den bereits konturierten Datensätzen dauert durchschnittlich 8 sec. Die Anpassung des Templates auf einen individuellen CT-Datensatz dauert nach der interaktiven Definition der anatomischen Landmarken ca. 200 ms.

## 5 Diskussion

Die durchgeführten Tests zeigen, dass die Anwendung einer affinen Transformation zur Erstellung eines Templates und dessen Anwendung zu befriedigenden Ergebnissen führt, sofern die anatomischen Regionen nicht allzu großen Formvariationen unterworfen sind. Die Erstellung der Templates erfolgt aus den konturierten Strukturen. Die automatische Zielvolumendefinition verkürzt beim Zervixkarzinom die Bestrahlungsplanungszeit. Ein nicht zu vernachlässigender Teil der aufgewendeten Zeit liegt in der Nachbearbeitung des automatisch definierten Zielvolumens. Es ist daher notwendig, die Nachbearbeitungszeit zu verringern. Allerdings sind von den in der vorliegenden Arbeit verwendeten anatomischen Strukturen fünf im Wesentlichen in der sagittalen Ebene und zwei in der axialen Ebene zu finden, weshalb die räumliche Anpassung, speziell am oberen und unteren Ende der Zervix noch nicht optimal ist. Eine andere Auswahl der anatomischen Landmarken, sofern diese definiert werden können, kann die Nachbearbeitungszeit weiter verringern.

Neben der Zeitersparnis bringt die Verwendung eines Templates speziell bei den nicht durch Gewebestrukturen begrenzten Zielvolumina den Vorteil einer Definition nach objektiven Kriterien. Für Strahlentherapeuten in der Ausbildung bietet die automatische Vorgabe eines Zielvolumens eine große Hilfestellung.

## Literaturverzeichnis

1. Qatarnah S, et al. Evaluation of a segmentation procedure to delineate organs for use in construction of a radiation therapy planning atlas. *Int J Medi Inform* 2003;69:39–55.
2. Bondiau PY, et al. Atlas-based automatic segmentation of MR images: Validation study on the brainstem in radiotherapy context. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2005;61:289–298.
3. Heitz G, et al. Shape model generation using nonrigid deformation of a template mesh. *Procs SPIE* 2005.
4. Abdellaoui S. Erstellung eines 3D Atlas ausgewählter Strukturen durch affine Transformation anatomischer Landmarken. Master's thesis. University of Applied Sciences of Darmstadt & University of Applied Sciences of Wiesbaden; 2006.
5. Richter D, Abdellaoui S, Straßmann G. Semiautomatic CT-based definition of target volumes using anatomical landmarks. *Procs EURASIP Conference Biosignal* 2006; 227–229.
6. Janecek J. Contouring and 3D Modelling of Organ Structures for Conformal Treatment Planning in Radiotherapy. Master's thesis. Brno University of Technology & University of Applied Sciences of Wiesbaden; 2005.