

Konsistente Parametrisierung von Flächen vom Geschlecht 1 zur Bildung eines statistischen Formmodells des Wirbels

Meike Becker¹, Matthias Kirschner¹, Stefan Wesarg¹

¹Graphisch-Interaktive Systeme, TU Darmstadt
meike.becker@gris.tu-darmstadt.de

Kurzfassung. Für die Segmentierung komplexer Strukturen wie beispielsweise Wirbel werden häufig statistische Formmodelle (SFM) verwendet. Bei der Konstruktion des SFM stellt die Lösung des Korrespondenzproblems eine der größten Herausforderungen dar. In dieser Arbeit präsentieren wir einen neuen automatischen Ansatz für die Initiallösung des Korrespondenzproblems für Flächen vom Geschlecht 1. Dazu schneiden wir eine Referenzfläche der Trainingsmenge entlang zweier möglichst kurzer Schleifen auf und propagieren diese auf die übrigen Flächen der Trainingsmenge. Anschließend bilden wir jede Fläche auf den Parameterraum des Rechtecks ab, wo wir die entstehende Flächenverzerrung mit einem heuristischen Ansatz verringern. Damit können wir SFM mit erhöhter Qualität konstruieren.

1 Einleitung

Die exakte Segmentierung der Wirbelsäule ist für eine Reihe von klinischen Anwendungen wichtig. Dazu gehören z.B. die Platzierung von Schrauben zur Stabilisierung der Wirbelsäule, die Behandlung von Brüchen oder komplizierten Bandscheibenvorfällen. Bei der Betrachtung abdominaler Strukturen wird die Wirbelsäule auch als Referenzstruktur segmentiert. Bei der Wirbelsegmentierung liegen oft unscharfe Objektgrenzen vor, ähnliche Strukturen befinden sich in direkter Nachbarschaft und die Wirbel selbst sind komplexe Objekte [1]. Daher integriert man häufig Vorwissen über die Form und verwendet statistische Formmodelle (SFM) [2] für die Segmentierung. Ein SFM enthält Information über die Abweichungen der Form einer Fläche von ihrem Mittelwert. Das Modell wird anhand einer Menge von Trainingsflächen gelernt, die durch eine feste Anzahl Punkte dargestellt werden. Des Weiteren müssen Punkte mit dem gleichen Index miteinander korrespondieren, das heißt das gleiche anatomische Merkmal repräsentieren. Die Lösung dieses Korrespondenzproblems ist eine der größten Herausforderungen bei der Konstruktion des SFM. Da einfache Methoden wie Iterative-Closest-Point auf Grund der z. T. unterschiedlichen relativen Lage korrespondierender Punkte zu ungenügenden Ergebnissen führen, wird das Korrespondenzproblem in der Regel durch Parametrisierung gelöst (z.B. Davies et al. [3], Heimann et al. [4]). Dabei werden die Flächen auf einen einfacheren

Parameterraum abgebildet, wo die Korrespondenzen durch Optimierung einer geeigneten Zielfunktion bestimmt werden. Diese Arbeiten beschränken sich jedoch auf geschlossene Flächen vom Geschlecht 0, wie z.B. Leber oder Niere. Das Geschlecht beschreibt anschaulich gesprochen die Anzahl der Löcher einer Fläche. Ein vom Geschlecht unabhängiger Ansatz wurde von Lamecker et al. [5] entwickelt. Sie zerteilen das Organ in einzelne Patches und parametrisieren diese auf eine Kreisscheibe. Zur Bestimmung der Schnittlinien müssen jedoch einige Punkte manuell vorgegeben werden und an den Schnittstellen kommt es zu Diskontinuitäten. Klinder et al. [1] haben einen automatischen modellbasierten Ansatz zur Detektion, Identifizierung und Segmentierung explizit für Wirbel entwickelt. Zur Bestimmung der Korrespondenzen verwenden sie den Ansatz von Lorenz und Krahnstöver [6], die im Gegensatz zu [3] und [4] die Korrespondenzen mittels eines Templates bestimmen und einige Landmarken manuell setzen müssen.

In dieser Arbeit präsentieren wir einen automatischen Ansatz zur konsistenten Lösung des Korrespondenzproblems für Flächen vom Geschlecht 1, wie z.B. ein Torus oder ein Wirbel.

2 Material und Methoden

Der in dieser Arbeit vorgestellte Algorithmus besteht aus folgenden Schritten. Zunächst bestimmen wir auf jedem Wirbel zwei Schleifen, entlang derer wir die Form aufschneiden. Anschließend bilden wir sie auf den Parameterraum des Rechtecks ab, wo wir in einem dritten Schritt die entstehende Flächenverzerrung verringern. Damit können wir ein SFM mit erhöhter Qualität konstruieren.

2.1 Bestimmung der Schnittschleifen

Bei der Bestimmung der Schnittschleifen ist es wichtig, dass wir konsistente Schleifen finden, die auf jeder Form der Trainingsmenge ungefähr entlang desselben Weges verlaufen. Daher wählen wir zunächst einen Referenzwirbel v_{Ref} aus der Trainingsmenge $S = \{v_i : i = 1, \dots, s\}$, $s \in \mathbb{N}$, deren Elemente durch Dreiecksnetze dargestellt werden. Auf dem Dreiecksnetz des Referenzwirbels bestimmen wir mit Hilfe des Algorithmus von Erickson und Whittlesey [7] die in Summe kürzesten zwei Referenzschleifen mit gemeinsamem Basispunkt. Aus der Topologie ist bekannt, dass zwei Schnittschleifen nötig sind, um einen Torus oder Wirbel auf ein Rechteck abzubilden. Anschließend propagieren wir diese Referenzschleifen auf die übrigen Trainingswirbel wie folgt: Beginnend am Basispunkt wählen wir b Stützpunkte ($b \in \mathbb{N}$) auf jeder Referenzschleife in Abhängigkeit von der Schleifenlänge und bestimmen für jeden Stützpunkt mittels des Iterative-Closest-Point-Algorithmus den nächsten Nachbarn auf jedem Wirbel der Trainingsmenge. Die Schleife eines Wirbels wird durch Aneinanderhängen der kürzesten Pfade zwischen den propagierten Stützpunkten bestimmt.

2.2 Abbildung auf den Parameterraum.

Schneiden wir die Form entlang der Schnittschleifen auf, so erhalten wir eine Fläche, die homöomorph zu einem Rechteck ist. Daher ist es uns möglich mit Tutes Graph-Einbettungs-Methode [8] die Fläche auf das Rechteck abzubilden. Zur Abbildung des Randes bilden wir jede Schleife auf eine Seite des Rechtecks ab und eine duplizierte Version auf die gegenüberliegende Seite. Die gegenüberliegenden Seiten werden miteinander identifiziert (Abb. 1).

2.3 Verringerung der Verzerrung

Bei der Abbildung auf den Parameterraum entsteht zwangsläufig Verzerrung. Da wir am Ende unsere Wirbel durch uniformes Sampling rekonstruieren wollen, verwenden wir hier eine einfache heuristische Methode, um die Flächenverzerrung zu verringern. Die Grundidee stammt vom Histogrammausgleich aus der Bildverarbeitung: Wir nehmen zunächst an, dass unser Dreiecksnetz ungefähr gleich große Dreiecke enthält. Wir betrachten die Schwerpunkte (x_j, y_j) , $j = 1, \dots, p$, der Dreiecke und sortieren sie aufsteigend nach ihrem x -Wert. Dann wenden wir die folgende Transformation an

$$T_x : \{(x_1, y_1), \dots, (x_p, y_p)\} \longrightarrow \mathbb{R} \times \mathbb{R} \quad (1)$$

$$(x_j, y_j) \longmapsto \left(\frac{x_p}{p-1} \sum_{k=1}^j (k-1), y_j \right) \text{ für } j = 1, \dots, p \quad (2)$$

wobei p die Anzahl der Samplepunkte bezeichnet. Für die y -Werte gehen wir analog vor.

Abschließend rekonstruieren wir die Wirbel. Dazu legen wir ein regelmäßiges Dreiecksgitter auf den Parameterraum und bestimmen die Werte auf der 3D-Fläche durch Interpolation. Mit diesen rekonstruierten Wirbeln können wir nun ein SFM konstruieren.

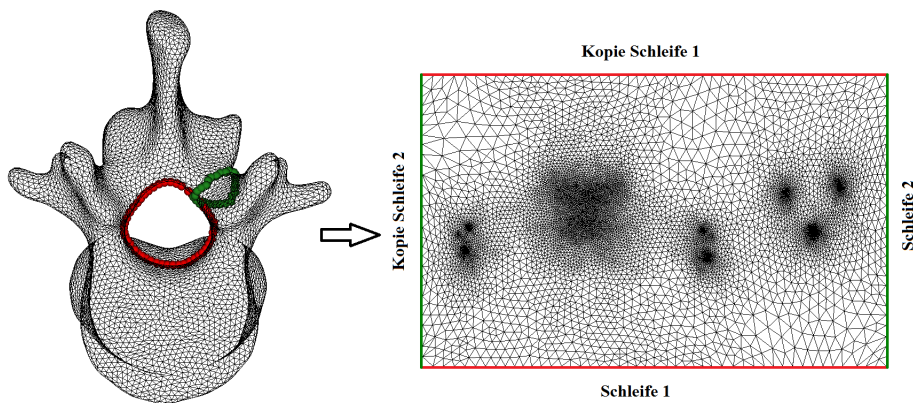


Abb. 1. Abbildung der Schleifen auf den Parameterraum.

3 Ergebnisse

Als Trainingsmengen haben wir zwei manuell segmentierte CT-Datensätze (9 Thoraxwirbel bzw. 14 Lendenwirbel) verwendet. Der Remeshing-Algorithmus von Fuhrmann et al. [9] stellt sicher, dass die Annahme ungefähr gleich großer Dreiecke erfüllt ist. Wir haben jeden Wirbel der jeweiligen Trainingsmenge als Referenzwirbel getestet und das zugehörige statistische Formmodell konstruiert, welches unabhängig von der Wahl des Referenzwirbels plausible Formvariationen enthält. Dabei haben wir einmal die Flächen nur mit Tutttes Graph-Einbettungs-Methode parametrisiert und einmal zusätzlich die in Kapitel 2 erläuterte Verringerung der Flächenverzerrung verwendet. Wie in Abb. 2 zu erkennen, wird der Wirbel im zweiten Fall besser rekonstruiert vor allem in Bereichen hoher Krümmung. Bei den Modellen lässt sich beobachten, dass mit Verringerung der Verzerrung das Modell plausiblere Formen enthält. Ein statistisches Formmodell des Lendenwirbels mit Verringerung der Flächenverzerrung ist in Abb. 3 dargestellt.

4 Diskussion

In dieser Arbeit haben wir einen automatischen Ansatz zur konsistenten Lösung des Korrespondenzproblems für Flächen vom Geschlecht 1 präsentiert. Der wesentliche Fortschritt hierbei ist, dass wir Flächen vom Geschlecht 1 behandeln und dabei im Gegensatz zu [5] zum einen die Diskontinuitäten bei der Bestimmung der Schnittschleifen gering halten und zum anderen automatisiert vorgehen. Ferner haben wir eine Heuristik präsentiert, welche die Flächenverzerrung auf dem Parameterraum erfolgreich verringert. Die Experimente zeigen,

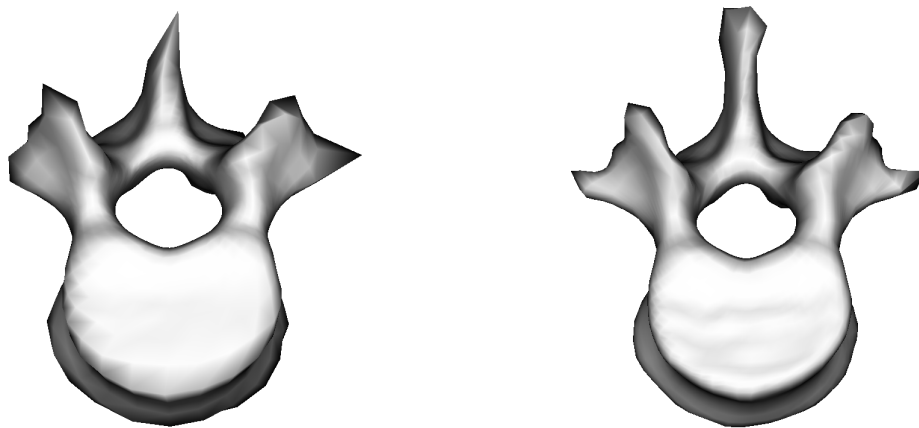
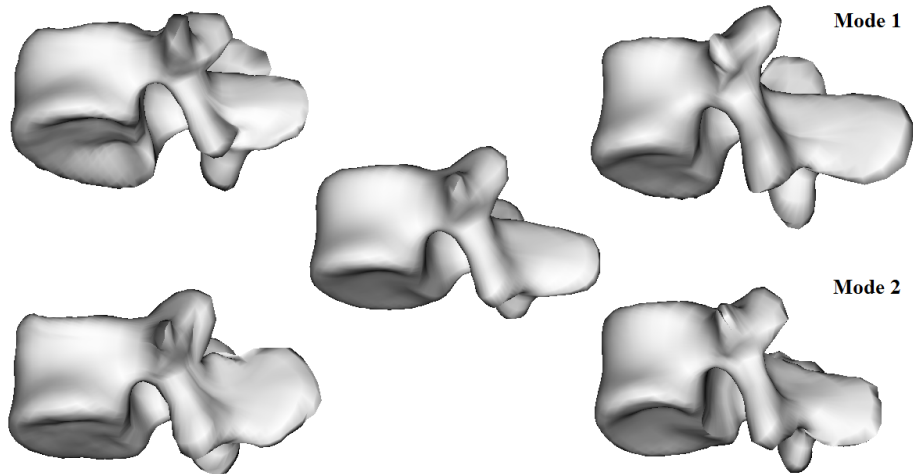


Abb. 2. Vergleich zweier Rekonstruktionen des Lendenwirbels aus Abb. 1. Links ist das Ergebnis mit Tutttes Graph-Einbettungsmethode zu sehen und rechts mit Verringerung der Flächenverzerrung. Man erkennt, dass der rechte Wirbel vor allem in Bereichen hoher Krümmung die ursprüngliche Form besser repräsentiert.

Abb. 3. Modell des Lendenwirbels mit Verbesserung der Flächenverzerrung. In der Mitte befindet sich das Durchschnittsmodell. Links ist jeweils die Form für den Formparameter $-2\sqrt{\lambda_i}$ und rechts für den Formparameter $2\sqrt{\lambda_i}$ für die zwei größten Eigenwerte λ_i , $i = 1, 2$, abgebildet.



dass dadurch die Qualität des resultierenden SFM erhöht wird. Eine quantitative Evaluation steht noch aus. In Zukunft wollen wir die Verbesserung des Modells weiter untersuchen und prüfen, ob z.B. durch Optimierung der Minimum Description Length [3] die Qualität des Modells noch erhöht werden kann.

Literaturverzeichnis

1. Klinder T, Ostermann J, Ehm M. Automated model-based vertebra detection, identification, and segmentation in CT images. *Med Image Anal.* 2009;13(3):471–82.
2. Cootes TF, Taylor CJ, Cooper DH, et al. Active shape models-their training and application. *Comput Vis Image Underst.* 1995;61(1):38–59.
3. Davies RH, Twining CJ, Cootes TF, et al. Building 3D statistical shape models by direct optimization. *IEEE Trans Med Imaging.* 2010;29(4):961–81.
4. Heimann T, Wolf I, Williams TG, et al. 3D active shape models using gradient descent optimization of description length. *Lect Notes Computer Sci.* 2005; p. 566–77.
5. Lamecker H, Lange T, Seebass M. A statistical shape model for the liver. *Lect Notes Computer Sci.* 2002; p. 422–27.
6. Lorenz C, Krahnstoeber N. Generation of point-based 3D statistical shape models for anatomical objects. *Comput Vis Image Underst.* 2000;77:175–91.
7. Erickson J, Whittlesey K. Greedy optimal homotopy and homology generators. In: *Proc of SODA.* Society for Industrial and Applied Mathematics; 2005. p. 1038–46.
8. Tutte WT. How to draw a graph. *Proc London Math Soc.* 1963;13:743–68.
9. Fuhrmann S, Ackermann J, Kalbe T, et al. Direct resampling for isotropic surface remeshing. In: *Proc VMV.* Eurographics; 2010. p. 9–16.