

Segmentierung der lumbalen Bandscheiben in MRT-Bilddaten

Regina Pohle-Fröhlich¹, Christian Brandt¹, Timmo Koy²

¹iPattern - Institut für Mustererkennung, Hochschule Niederrhein, Krefeld

²Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universität Köln

regina.pohle@hsnr.de

Kurzfassung. In dem Beitrag wird eine dreistufige vollautomatische Methode für die Segmentierung der lumbalen Bandscheiben in MRT-Daten vorgeschlagen. Diese besteht aus der Detektion der Wirbelsäule mittels horizontaler Symmetrietransformation, Lokalisierung der Bandscheiben durch ein lokales Schwellwertverfahren und Konturverfolgung kombiniert mit einer Graphsuche zur endgültigen Segmentierung. Die Leistungsfähigkeit des entwickelten Verfahrens wird anhand des Vergleichs mit einer manuellen Segmentierung eingeschätzt.

1 Einleitung

Mit zunehmendem Alter treten abhängig von der mechanischen Belastung, von Verletzungen, von der Ernährung und von genetischen Faktoren bei vielen Menschen chronische Veränderungen der Bandscheiben auf. Die Diagnose derartiger Veränderungen erfolgt in der klinischen Praxis bevorzugt anhand von MRT-Bildern. T_2 -Relaxationszeiten geben dabei Auskunft über den Wassergehalt, den Kollagengehalt sowie die Kollagenstruktur des Bandscheibengewebes. Zur objektiven Quantifizierung der Bandscheibenveränderung anhand der mittleren T_2 -Zeiten ist zuvor eine zuverlässige Segmentierung der Bandscheiben in den Bildern erforderlich. Diese Segmentierung erfolgt zumeist in geometrisch identisch aufgenommenen T_1 -Bildern, da sich hier die Bandscheiben besser von der Umgebung abgrenzen lassen.

In der Literatur werden verschiedene Ansätze zur automatischen und semiautomatischen Segmentierung von Bandscheiben in MRT-Aufnahmen beschrieben. So nutzen Seifert u.a. einen modellbasierten Ansatz, bei dem die generalisierte Hough-Transformation in Verbindung mit einem Active Shape Modell verwendet wird [1]. In [2] wird eine Atlas-basierte Segmentierung eingesetzt. Die Nutzung von modellbasierten Methoden mit nur einem Formmodell für alle Bandscheiben lieferte bei Tests für die Bilddaten in unserer Studie viele fehlerhafte Segmentierungsergebnisse, da das Aussehen der Bandscheiben teilweise stark variierte. Für die Ableitung eines zuverlässigeren Formmodells hätte pro Bandscheibenposition eine große Anzahl von Bandscheiben manuell segmentiert werden müssen. Diese Daten standen für die Studie nicht zur Verfügung. Eine andere Arbeit beruht auf einem Ansatz zur Textursegmentierung [3]. Dieser wurde jedoch aufgrund

der geringen Größe der Bandscheibenregionen in unserer Studie verworfen. Das in [4] diskutierte Graphschnitt-Verfahren wurde in einer Voruntersuchung ebenfalls getestet. Aufgrund der ungleichmäßigen Helligkeitsverteilung innerhalb der Bandscheibenregion wurde bei diesem Ansatz die Region des Anulus fibrosus, die meist etwas dunkler als die des Nucleus pulposus war, häufig nicht erfasst. Schließlich ist in der Literatur noch der Einsatz der Wasserscheidentransformation beschrieben [5]. Aufgrund des hohen Rauschanteils in den Daten lieferten Tests jedoch kein zufrieden stellendes Ergebnis. Auch die Segmentierung mit einer markerbasierten Wasserscheidentransformation war nicht geeignet, da hier die gleichen Probleme wie bei der Segmentierung mit den Graphschnitten auftraten.

2 Gewählte Segmentierungsmethode

Die Segmentierung der lumbalen Bandscheiben erfolgt bei dem hier vorgestellten Verfahren, welches für die Auswertung von T_1 -Bildern entwickelt wurde, in drei Stufen. Nach einer anisotropen Diffusion zur kantenerhaltenden Bildglättung wird zuerst mittels winkelabhängiger horizontaler Symmetrietransformation die Mittelachse der Wirbelsäule in den Aufnahmen bestimmt. Danach werden in einem zweiten Schritt durch den Einsatz eines Schwellwertverfahrens die Bandscheiben entlang der Mittelachse lokalisiert. Zur endgültigen Segmentierung der Bandscheiben wird abschließend ein Konturverfolgungsalgorithmus in Kombination mit einer Graphsuche eingesetzt. Auf die einzelnen Schritte wird im Folgenden näher eingegangen.

2.1 Horizontale Symmetrietransformation zur Positionsbestimmung der Wirbelsäule

Betrachtet man die Bilddaten (Abb. 1a), so fällt auf, dass sowohl die Wirbelsäule als auch die Bandscheiben selbst im Gegensatz zu den restlichen sichtbaren Strukturen im Bild einen hohen Grad an Symmetrie aufweisen. Zur Charakterisierung der an einem Bildpunkt vorliegenden Symmetrie eignet sich die Symmetrietransformation von Reifeld [6]. Die Symmetrie für jeden Punkt p und jede Richtung ψ wird danach definiert als

$$S_{\sigma(p,\psi)} = \sum_{(i,j) \in \Gamma(p,\psi)} D_{\sigma}(i,j) P(i,j) r_i r_j \quad (1)$$

Die Menge $\Gamma(p, \psi)$ bezeichnet hierbei alle Punktepaare p_i und p_j mit dem Symmetriezentrum p und einer Symmetrierichtung ψ , die sich als Mittelwert aus den Gradientenrichtungen θ_i und θ_j der beiden betrachteten Punkte bezogen auf die horizontale Achse ergibt. $D_{\sigma}(i, j)$ ist eine Gewichtung in Form einer zweidimensionalen Gauß-Funktion, die regelt, in wie weit entfernter liegende Bildpunkte zur Symmetrie beitragen sollen. Der Wert für σ wird in unserem Fall abhängig von der Bildgröße so gewählt, dass direkt benachbart liegende Pixel p_i und

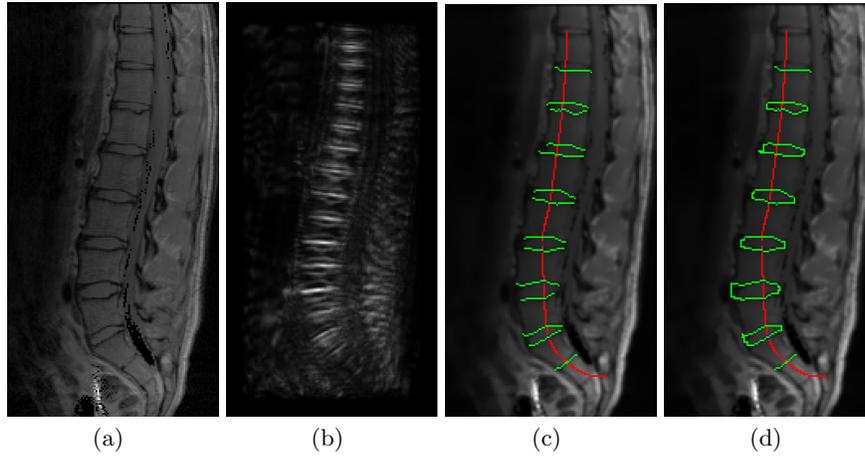


Abb. 1. a) PDT₁-Aufnahme der Wirbelsäule, b) Ergebnis der Symmetrietransformation, c) approximierte Bezier-Kurve (rot) und Ergebnis nach der Konturverfolgung ausgehend von den detektierten Startpixeln, d) Endergebnis der Bandscheibensegmentierung

p_j dreimal mehr zur Symmetrie beitragen als wenn sie sich am weitesten voneinander entfernt befinden würden. $P(i, j)$ bezeichnet ein Phasengewicht und berechnet sich nach Reisfeld wie folgt

$$P(i, j) = (1 - \cos(\theta_i + \theta_j - 2\alpha_{ij}))(1 - \cos(\theta_i - \theta_j)) \quad (2)$$

mit α_{ij} als dem Winkel zwischen der Geraden durch die beiden Punkte p_i und p_j und der horizontalen Achse. Es liefert einen maximalen Symmetriewert, wenn die Gradientenrichtungen der beiden betrachteten Punkte in genau entgegengesetzte Richtung verlaufen. Für r_i und r_j wird die Gradientenstärke an den beiden betrachteten Punkten verwendet, da diese im Gegensatz zu der bei Reisfeld verwendeten logarithmischen Skalierung der Gradientenstärke die besseren Ergebnisse lieferte.

In Tests hat sich herausgestellt, dass die vertikale Symmetrie innerhalb der Wirbelsäule weniger stark ausgeprägt ist als die von anderen Strukturen. Deshalb werden bei der Auswertung der Bilddaten nur die horizontalen Symmetrien betrachtet. Eine horizontale Symmetrie liegt in unserem Fall vor, wenn die für zwei betrachtete Punkte p_i und p_j ermittelte mittlere Symmetrierichtung ψ nur $\pm 15^\circ$ von der horizontalen Achse abweicht. Das Ergebnis der Symmetrietransformation für jeden Pixel ergibt sich durch Aufsummieren der Symmetriewerte über den zulässigen horizontalen Winkelbereich. Da die lumbale Wirbelsäule in der Sagitalebene eine starke S-förmige Krümmung aufweist, muss die Lage der horizontale Achse für die einzelnen Bildzeilen angepasst werden. Eine grobe Abschätzung der Krümmung reicht jedoch aus, weil bei der zulässigen Symmetrierichtung eine Abweichung von $\pm 15^\circ$ zugelassen wird. Zur Bestimmung der mittleren Krümmung wurde eine manuelle Segmentierung der vorderen Längsbänder

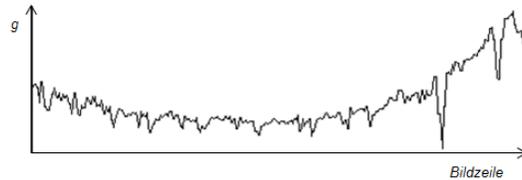


Abb. 2. Grauwert g entlang der approximierten Bezier-Kurve als Funktion der Bildzeile

der Wirbelsäule in 10 Beispielbildern unterschiedlicher Probanden durchgeführt. Anschließend wurde aus den berechneten Winkeln für jede Zeile ein mittlerer Krümmungswinkel bestimmt, um den die horizontale Achse in allen Bilddaten korrigiert wird. Das Ergebnis der Symmetrietransformation ist für das Beispielbild in Abb. 1b zu sehen.

Zur Identifikation der ungefähren Lage der Wirbelsäule im Bild wird über die obersten 50 Zeilen jedes Bildes das integrierte Zeilenprofil erstellt, da die Krümmung der Wirbelsäule in diesem Bereich nur gering ist. In diesem Zeilenprofil wird der Maximalwert bestimmt, der sich mittig innerhalb der Wirbelsäule befindet. Ausgehend von diesem Startpixel wird in einem rechteckigen Bereich von 20×10 Pixeln, der in Abhängigkeit von der jeweiligen Krümmung der Wirbelsäule positioniert wird, nach weiteren Pixeln mit maximaler Symmetrie gesucht. Dieser Suchbereich wird solange auf die zuletzt gefundene Position verschoben, bis die letzte Zeile erreicht ist. Die sich ergebenden Punkte liefern in etwa die Mittellinie der Wirbelsäule. An diese detektierten Mittellinienpunkte wird eine Bezier-Kurve angepasst (Abb. 1c).

2.2 Lokalisierung der Bandscheiben

Im nächsten Schritt wird entlang der berechneten Bezier-Kurve das Grauwertprofil ermittelt (Abb. 2). Es ist deutlich zu erkennen, dass aufgrund der dunkleren Grauwerte die Begrenzung der Bandscheiben gut zu finden ist. Eine reine Suche nach lokalen Minima ist jedoch nicht anwendbar, da die Daten trotz Bildglättung immer noch stark verrauscht sind. Weiterhin enthalten die Bilddaten Shading, so dass ein lokales Schwellwertverfahren zur Identifikation der Bandscheibenposition eingesetzt wird. In einigen Fällen werden bei dieser Vorgehensweise jedoch zu viele Startpixel gefunden. In einem Korrekturschritt wird, wenn mehrere ausgewählte Startpixel einen geringeren euklidischen Abstand als 3 Pixel besitzen, nur derjenige Pixel mit dem niedrigsten Grauwert weiter betrachtet.

2.3 Ermittlung der Bandscheibenkontur

Ausgehend von den Startpixeln wird jeweils eine Konturverfolgung nach links in Richtung der abnehmenden x -Koordinaten und nach rechts in Richtung der aufsteigenden x -Koordinaten vorgenommen. Als Start- und Stoppkriterium für die

Konturverfolgung wird die Streuung von fünf Pixeln, die vertikal übereinander liegen und je nach Richtung einen um eins größeren oder kleineren Spaltenindex als der aktuelle Pixel aufweisen, ausgewertet. Liegt diese Streuung für einen betrachteten Pixel oberhalb des Schwellenwerts von $t = 3$, so startet die Konturverfolgung. Die Verfolgung wird dann solange fortgesetzt, bis die Streuung unter den Schwellenwert fällt, da dann entweder die Kontur nicht mehr sicher detektierbar oder das vordere bzw. hintere Längsband der Wirbelsäule erreicht ist. Das Ergebnis dieser Verfolgung ist für das Beispiel in Abb. 1c zu sehen. Das Schließen der Lücken zwischen zwei gefundenen linken bzw. rechten Konturendpunkten erfolgt mittels Graphsuche, wobei der Grauwert eines Pixels seine Knotenkosten festlegt. Da mit diesem Verfahren Wege mit minimalen Kosten zwischen zwei Punkten gefunden werden, ist sichergestellt, dass die Verbindungen auf den Grenzen der Bandscheiben verlaufen, weil diese geringere Grauwerte als ihre Umgebung aufweisen. Das Ergebnis der Segmentierung nach der Verbindung der Endpunkte ist in Abb. 1d dargestellt.

3 Ergebnisse

Die Bewertung der erzielten Segmentierungsergebnisse erfolgte unter zwei verschiedenen Gesichtspunkten. Zuerst wurde untersucht, ob die Methode zur Detektion der Mittelachse der Wirbelsäule korrekte Ergebnisse liefert. Zur Evaluation standen in diesem Fall 84 Bilder zur Verfügung. Die visuelle Auswertung ergab, dass in 82 Bildern die ermittelten Spline-Kurven korrekt innerhalb der Wirbelsäule positioniert waren. In zwei Bildern gingen durch die anisotrope Diffusion die Begrenzungen der Bandscheiben der Brustwirbelsäule Th10 bis Th12 teilweise verloren, so dass in diesem Bereich kaum horizontale Symmetrie vorlag und dadurch die Kurven falsch positioniert wurden.

Anschließend wurde die korrekte Detektion der Bandscheiben untersucht. Hierfür lagen manuelle Segmentierungen von 212 Bandscheiben in 33 Bildern, die auf einem Tablet-PC erstellt wurden, vor. Von diesen Bandscheiben konnten mit dem vorgeschlagenen Verfahren 187 vollautomatisch segmentiert werden, was einer Erkennungsrate von 88,2% entspricht. Die restlichen 25 Bandscheiben wiesen teilweise einen so geringen Kontrast zur Umgebung auf, so dass sie bei der Konturverfolgung nur in Teilen segmentiert wurden.

Da bei der späteren objektiven Charakterisierung von Bandscheibenveränderungen Kenngrößen berechnet werden, die von einer Unterteilung der segmentierten Fläche in drei Teilssegmente (Nucleus pulposus, vorderer und hinterer Anulus fibrosus) ausgehen, wurde zur Bewertung der Güte der Segmentierung zunächst der Anteil der korrekt segmentierten Fläche sowie das Auftreten von Unter- bzw. Übersegmentierung betrachtet. Im Vergleich zur manuellen Segmentierung wurden durchschnittlich $91\% \pm 5,4\%$ der Fläche korrekt erkannt. Pro Bandscheibe wurden im Durchschnitt $16,2 \pm 10,8$ Pixel zu wenig detektiert. Bezogen auf die mittlere Fläche der Bandscheibenregion entspricht das einem Wert von 9% zuwenig detektierter Objektfläche. Die Übersegmentierung betrug $18,7 \pm 12,3$ Pixel, was 10% zuviel detektierter Objektfläche gleichkommt. Um die Qualität

der Ergebnisse besser einschätzen zu können, wurde in einem nächsten Schritt untersucht, wie weit die Konturpunkte des Segmentierungsergebnisses von der Objektgrenze in der manuellen Segmentierung entfernt sind. Für die detektierten Bandscheiben ergab sich im Durchschnitt eine mittlere Abweichung zwischen beiden Konturen von $0,6 \pm 0,3$ Pixeln. Der maximal auftretende mittlere Fehler zwischen den Konturpunkten betrug 1,9 Pixel. Um festzustellen, wie weit die detektierten Punkte maximal von der manuell segmentierten Kontur entfernt sind, wurde der Hausdorff-Abstand bestimmt. Dieser betrug im Durchschnitt $2,7 \pm 1,5$ Pixel.

Zum Vergleich wurden fünf manuelle Segmentierungen eines Bildes, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten erstellt wurden, miteinander verglichen. Hier ergab sich eine durchschnittliche mittlere Konturabweichung von $0,5 \pm 0,2$ Pixeln und ein durchschnittlicher Hausdorff-Abstand von $1,6 \pm 0,5$ Pixeln. Die durchschnittliche Flächenüberdeckung lag bei $90,9 \pm 4,5\%$ und die durchschnittliche Unter- und Übersegmentierung betragen $8,9\%$ bzw. $7,2\%$ bezogen auf die mittlere Objektgröße.

4 Diskussion und Resümee

Die vorgeschlagene vollautomatische Segmentierungsmethode lieferte Ergebnisse, die im Bereich der Genauigkeit der manuellen Segmentierung liegen. Eine Verbesserung des vorgeschlagenen Verfahrens könnte erreicht werden, indem die lokale Schwellwertsegmentierung zur Lokalisierung der Bandscheibenposition auf die gesamte Region der Wirbelsäule angewandt wird. Dazu müssten jedoch zunächst noch das vordere und hintere Längsband detektiert werden.

Literaturverzeichnis

1. Seifert S, Wächter I, Schmelzle G, et al. A Knowledge-Based Approach to Soft Tissue Reconstruction of the Cervical Spine. *IEEE Trans Med Imaging*. 2009;28(4):494–507.
2. Michopoulos S, Costaridou L, Panagiotopoulos E, et al. Atlas-Based Segmentation of Degenerated Lumbar Intervertebral Disk From MR Images of the Spine. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2009;56(9):2225–2231.
3. Chevrifils C, Cheriet F, Aubin C, et al. Texture Analysis for Automatic Segmentation of Intervertebral Disks of Scoliotic Spines From MR Images. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. 2009;13(4):608–620.
4. Carballido-Gamio J, Belongie S, Majumdar S. Normalized cuts in 3-D for spinal MRI segmentation. *IEEE Trans Med Imaging*. 2004;23(1):36–44.
5. Chevrifils C, Cheriet F, Grimard G. Watershed Segmentation of Intervertebral Disk and Spinal Canal from MRI Images. *LNCS*. 2007;4633:1017–1027.
6. Reisfeld D, Wolfson H, Yeshurun Y. Context-free attentional operators: The generalized symmetry transform. *Int J Computer Vis*. 1995;14(2):119–130.