

Segmentierung von Faserbahnsystemen mit einem strahlenbasierten Ansatz und Glättung der FA- und Winkel-Karten

M. H. A. Bauer^{1,2}, S. Barbieri³, J. Egger^{1,2}, D. Kuhnt¹, J. Klein³, H. K. Hahn³, B. Freisleben², Ch. Nimsky¹

¹ Universitätsklinikum Giessen und Marburg, Klinik für Neurochirurgie, Marburg, Germany

² Philipps-Universität Marburg, Institut für Verteilte Systeme, Marburg, Germany

³ Fraunhofer MEVIS, Bremen, Germany

Kontakt: bauermi@med.uni-marburg.de, sebastiano.barbieri@mevis.fraunhofer.de

Abstract:

Für die Planung und Durchführung neurochirurgischer Eingriffe ist neben der Kenntnis der zu resezierenden Struktur auch Wissen über den Verlauf eloquenter Strukturen im menschlichen Gehirn unerlässlich, um die Gefahr postoperativer neurologischer Defizite minimal zu halten und so die Patientensicherheit zu erhöhen. Zur Lokalisation dieser Strukturen kann die Diffusions-Tensor-Bildgebung (DTI) eingesetzt werden. Gängige Verfahren wie Fiber Tracking erzeugen jedoch keine geschlossenen die Struktur begrenzenden 3D-Objekte, wie sie für die Integration in die Neuronavigation notwendig sind. Hier wird eine Erweiterung unseres strahlenbasierten Segmentierungsverfahrens vorgestellt und anhand von Software-Phantomen mit dem Dice-Koeffizienten evaluiert. Zur Segmentierung wird dabei an den einzelnen Evaluationspunkten eine lokale 3D-Umgebung betrachtet und anhand mehrerer Parameter und Schwellwerte eine Aussage über die Zugehörigkeit zur Struktur getroffen.

Schlüsselworte: Diffusions-Tensor-Bildgebung, DTI, Fiber Tracking, Segmentierung

1 Problem

Wissen über den Verlauf eloquenter Strukturen im menschlichen Gehirn ist für die Planung und Durchführung neurochirurgischer Eingriffe nahezu unerlässlich, um die Patienten möglichst schonend und ohne Risiko postoperativer neurologischer Defizite operativ zu behandeln. Neben beispielsweise zu entfernenden Strukturen sind wichtige Faserbahnsysteme, wie die Pyramidenbahn (Motorik) oder die Sprachbahnen als große Bahnsysteme besonders zu schützen.

Mit Hilfe der Diffusions-Tensor-Bildgebung (DTI) ist es möglich, den Verlauf und die Lokalisation solcher Bahnsysteme zu schätzen. Die Schätzung erfolgt dabei über die Diffusionseigenschaften von Wassermolekülen im menschlichen Gehirn. In einem hindernisfreien Raum verhält sich die Diffusion isotrop, entlang von Hindernissen jedoch stark anisotrop. Aus diesem Verhalten lassen sich Rückschlüsse auf die Faserverläufe ziehen. Um die Diffusionsparameter zu ermitteln werden spezielle diffusionsgewichtete MRT-Sequenzen genutzt. Dabei werden neben einer nicht diffusionsgewichteten Aufnahme (b_0 -Bild) mindestens 6 weitere Aufnahmen mit unterschiedlichen Gradienten gebraucht. Darüber lässt sich mit Hilfe der Stejskal-Tanner-Gleichung für jedes Voxel ein Tensor D zweiter Ordnung bestimmen, aus dem sich die drei Hauptdiffusionsrichtungen in diesem Voxel durch Diagonalisieren ableiten lassen [1, 2, 3].

$$D = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

Es gibt zahlreiche skalare Maße, die verwendet werden können um die Gerichtetheit der Diffusion in einem Voxel zu charakterisieren. Das wohl bekannteste skalare Maß ist die fraktionelle Anisotropie (FA) [4], die den Anteil der Magnitude des Tensor angibt, der der gerichteten Diffusion zugeschrieben wird und sich zwischen 0 (vollständig isotrop) und 1 (anisotrop) bewegt. Der FA-Wert wie folgt definiert [1, 5]

$$FA = \sqrt{\frac{(\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_1 - \lambda_3)^2 + (\lambda_2 - \lambda_3)^2}{2 \cdot (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)}}$$

In der Klinik eingesetzte Verfahren zur Rekonstruktion von Faserbündel beruhen oft auf dem sogenannten *Streamline Fiber Tracking* [6, 7]. Diese Algorithmen erzeugen mehrere Linien die entlang der Nervenbahnen verlaufen, zur Integration in den OP muss dazu ein korrespondierendes 3D-Objekt erzeugt werden. Dies geschieht in der Regel durch schrittweise Erzeugung von Hüllen in 2D-Schichten entlang des Verlaufs [8, 9]. Fehler im Tracking selbst haben dabei maß-

geblichen Einfluss auf das resultierende 3D-Objekt. Ein anderer Ansatz ist das *Directional Volume Growing* [2], das ausgehend von einer Saatregion, direkt ein zur Struktur korrespondierendes Volumen erzeugt.

Der Beitrag ist wie folgt aufgebaut: Abschnitt 2 stellt den neuen Ansatz dar, in Abschnitt 3 werden die experimentellen Ergebnisse präsentiert. Abschnitt 4 fasst den Beitrag zusammen und gibt einen Ausblick auf potentielle Erweiterungen.

2 Methoden

Im folgenden Abschnitt wird eine Erweiterung des von uns entwickelten strahlenbasierten Segmentierungsverfahrens [10, 11] für eloquente Strukturen im menschlichen Gehirn vorgestellt werden.

Basierend auf einem manuell gestarteten deterministischen Fiber Tracking wird zunächst durch die Platzierung von Include-Regionen das entstandene Fiber Tracking Ergebnis eingeschränkt (Ausreißer entfernen etc.) und anschließend durch die Berechnung der Mittellinie (Centerline) des Faserbündels nach [12] eine Grundlage zum Aussenden der Evaluationsstrahlen geschaffen. Entlang der Centerline werden an äquidistanten Stützstellen Ebenen senkrecht zum Centerlineverlauf berechnet. In jeder dieser Ebene werden gleich erteilt Strahlen von dem Centerlinestützpunkt ausgesendet und abgetastet, so dass eine Reihe von Evaluationspunkten für die Segmentierung entsteht.

Zu jedem Evaluationspunkt werden einige Parameter bestimmt, die später für die Segmentierungsentscheidung eine Rolle spielen. Diese umfassen den FA-Wert, und zwei Winkel zwischen jeweils der Hauptdiffusionsrichtung des Centerlinepunktes und des Evaluationspunktes sowie des Evaluationspunktes und des vorangegangenen Evaluationspunktes.

Für jeden Strahl wird dann anhand von Schwellwertkriterien bzgl. der genannten Parameter ein Grenzpunkt für jeden Strahl bestimmt. Um fälschliche Aussagen durch Rauschen in den Daten einzudämmen, wurde bislang eine Folge von Evaluationspunkten entlang eines Strahls als Untersuchungsmenge zur Randpunktbestimmung für diesen Strahl genutzt [10]. Im Gegensatz dazu soll nun eine lokale 3D Umgebung um den aktuellen Untersuchungspunkt zur Entscheidungsfindung (Zuordnung des Punktes zu Faserbündel oder Umgebung) genutzt werden, wie sie in Abbildung 1 (links) schematisch dargestellt ist. Damit wird von der „linearen“ Evaluationsmenge Abstand genommen und auf eine 3D Umgebung umgestiegen um einen kompakten, aber in allen Richtungen expandierten Evaluationsbereich zu erhalten. Dadurch ist es möglich einzelne verrauschte und sonst fehlerhaft klassifizierte Bildpunkte durch die Mittelungen mit den Masken zu schwächen, so dass diese das Ergebnis nicht maßgeblich beeinflussen. Gelangt man an eine Randzone bei der dann mehrere Bildpunkte nicht mehr die Faserbahntypischen Eigenschaften aufweisen schlägt dies trotz Mittelung zu Buche und kann detektiert werden. Als lokale dreidimensionale Umgebungen werden dabei nach dem Prinzip von Bild-Filteroperatoren gewichtete Würfel mit Kantenlänge k eingesetzt. Neben einem Würfel mit homogener Gewichtungsfunktion kommen auch noch gaußgewichtete Evaluationsschemata zum Einsatz (für die Gewichtung im zweidimensionalen Fall siehe Abbildung 1, rechts). Der entsprechende Evaluationswert e für die einzelnen Parameter wird dann gemäß der folgenden Formel für solche diskreten 3D-Masken (Zentrierung um Nullpunkt), der Größe $(m+1) \times (n+1) \times (l+1)$ berechnet:

$$e = \sum_{i=-m/2}^{m/2} \sum_{j=-n/2}^{n/2} \sum_{k=-l/2}^{l/2} I(x+i, y+j, z+k) * mask(i, j, k)$$

Die resultierende Punktwolke, die die Grenze des Faserbündels skizziert, kann nun wie auch in [10] beschrieben noch einige optionale Korrekturverfahren durchlaufen (Korrekturen in einer Ebene, sowie Korrekturen bzgl. konsekutiver Ebenen). Da Schnitte der einzelnen 2D-Konturen (aus Grenzpunkten einer Ebene) eher unwahrscheinlich sind, kann hier ein einfaches Triangulationsverfahren eingesetzt werden. Für komplexere Strukturen als beispielsweise die mehr oder weniger kaum gekrümmte Pyramidenbahn können auch anderen Triangulationsverfahren zum Einsatz kommen, wie zum Beispiel von [13] beschrieben.

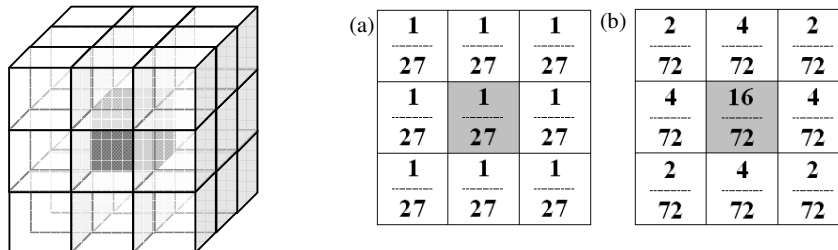


Abb. 1: Links: Prinzip der lokalen 3D Evaluationsumgebung der Größe $3 \times 3 \times 3$ um das zentrale Voxel (schwarz). Rechts: Schema einer (a) homogenen und (b) gaußgewichteten Evaluationsmaske (exemplarisch für die mittlere vertikale Ebene einer $3 \times 3 \times 3$ Evaluationsumgebung).

Der zeitliche Aufwand der Berechnung hängt dabei von verschiedenen Parametern ab – die Anzahl der Evaluationsebenen (p), die Anzahl der Strahlen (r) pro Ebene und die Anzahl der Evaluationspunkte (n) pro Strahl.

Zur Evaluation des Verfahrens werden zwei Softwarephantome (Torus-Phantom und anatomisches Phantom) mit modellierten Faserverläufen eingesetzt [14, 15]. Das Wissen über Lage und Ausdehnung der Strukturen wird als Qualitätsgrundlage zur Bewertung des Verfahrens genutzt. In einem späteren Schritt soll dann die Evaluation mit realen Probanden- bzw. Patientendatensätzen folgen.

3 Ergebnisse

Alle Methoden wurde in C++ innerhalb der medizinischen Prototyping Plattform MeVisLab (www.mevislab.de) implementiert. Die Rekonstruktion der Faserbahnen dauerte nach manueller Initialisierung (Saatregion und Parameter definieren) maximal 1 Minute auf einem Intel Core 2 Quad CPU, 3 GHz, 6 GB RAM, Windows XP Professional 2003, SP 2.

Zur Bewertung der Segmentierungsergebnisse wurde der Dice Koeffizient (DSC) [16, 17] bestimmt, der die Qualität des Segmentierungsergebnisses aus dem Grad der Überlappung zweier segmentierter Objekte A (Referenz) und B (Segmentierung) mit folgender Formel ableitet:

$$DSC = \frac{2 \cdot |A \cap B|}{|A| + |B|} \quad DSC \in [0,1]$$

Für die beiden Software-Phantome (anatomisches Phantom siehe Abbildung 2, links) wurden jeweils 3D-Masken mit homogener Gewichtung und Gaußgewichtung unterschiedlicher Größe (1x1x1 (ohne Evaluationsumgebung), 3x3x3, 5x5x5) als lokale Evaluationsareale angewendet. Bei beiden Phantomen wurden 50 Evaluationsebenen mit jeweils 15 Strahlen genutzt. Die Strahlen wurden im Abstand von 0,5mm an 30 Punkten abgetastet, so dass insgesamt jeweils 22500 Evaluationspunkte zur Beschreibung der Faserbahnen zur Verfügung standen, was zu den in Tabelle 1 und Tabelle 2 angegebenen DSCs führt. Ein Rekonstruktionsergebnis für das anatomische Phantom ist in Abbildung 2 dargestellt.

Phantom 1	homogen gewichtete Evaluationsmaske			gaußgewichtete Evaluationsmaske		
	1x1x1	3x3x3	5x5x5	1x1x1	3x3x3	5x5x5
mittlerer DSC (%)	77,45	91,02	89,87	77,45	90,21	90,39
Standardabweichung	26,26	1,03	0,80	26,26	0,24	0,93

Tabelle 1: Ergebnisse des vorgestellten Segmentierungsverfahrens für das Torus-Phantom unter Verwendung der unterschiedlichen Evaluationsmasken

Phantom 2	homogen gewichtete Evaluationsmaske			gaußgewichtete Evaluationsmaske		
	1x1x1	3x3x3	5x5x5	1x1x1	3x3x3	5x5x5
mittlerer DSC (%)	86,14	84,50	83,05	86,14	85,91	83,01
Standardabweichung	0,43	0,77	2,93	0,43	0,92	3,29

Tabelle 2: Ergebnisse des vorgestellten Segmentierungsverfahrens für das anatomische Softwarephantom mit modelliertem rechten Tractus corticospinalis und Verwendung der unterschiedlichen Evaluationsmasken.

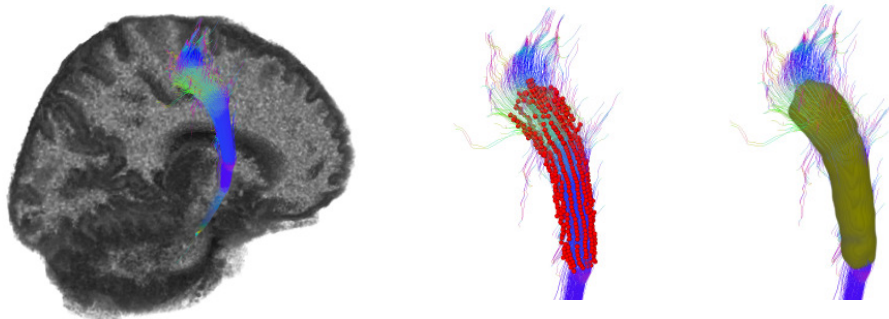


Abb. 2: Links: Anatomisches Softwarephantom (Fiber Tracking der rechten Pyramidenbahn). Mitte: Faserbündel umhüllende Punktwolke zwischen Start- und Endbereich. Rechts: rekonstruiertes Faserbündelsegment zwischen Start- und Endbereich.

4 Diskussion

In dieser Arbeit wurde der Einfluss der Glättung von FA- und Winkel-Karten auf die Segmentierung von DTI Daten mit dem vorgeschlagenen strahlenbasiertem Ansatz analysiert. Bei der Segmentierung des Torus-Bündels wurden durch Anwendung der unterschiedlichen Evaluationsmasken (3x3x3 und 5x5x5) deutlich bessere Segmentierungsergebnisse erzielt. Ein signifikanter Unterschied zwischen den mit der homogen gewichteten Evaluationsmaske und der gaußgewichteten Evaluationsmaske produzierten Ergebnissen war jedoch nicht zu erkennen. Bei dem anatomischen Phantom ergab die Glättung keine höheren Dice-Koeffizienten. Dies könnte an nicht ausreichend optimierten Winkel- und FA-Schwellwerte liegen, was in nachfolgender Arbeit systematisch untersucht werden wird. Ferner sollte die optimale Größe der Evaluationsmasken unter verschiedenen Signal-zu-Rauschen (SNR) Bedingungen bestimmt und weitere Evaluationsmasken, wie zum Beispiel Medianfilter, getestet werden. Letzteres könnte den Einfluss von "noise-only"-Voxeln stark einschränken. In einem folgenden Schritt soll auch eine umfassende Evaluation auf weiteren Phantom-Datensätzen sowie auf realen MR-Datensätzen erfolgen. Zusammenfassend ist die hiermit vorgestellte Arbeit ein weiterer Beitrag zur genaueren Lokalisation eloquenten neuronaler Strukturen.

5 Referenzen

- [1] D. L. Bihan, et al., "Diffusion Tensor Imaging: Concepts and Applications," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 13, pp. 534–546, 2001.
- [2] D. Merhof, et al., "Directional Volume Growing for the Extraction of White Matter Tracts from Diffusion Tensor Data," in *SPIE - Medical Imaging 2005: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, vol. 5744, pp. 165–172, 2005.
- [3] Y. Ou and C. Wyatt, "Visualization of Diffusion Tensor Imaging data and Image Correction of Distortion Induced by Patient Motion and Magnetic Field Eddy Current," in *Virginia Tech - Wake Forest University School of Biomedical Engineering and Sciences 4th Student Research Symposium*, 2005.
- [4] P. J. Basser and C. Pierpaoli, "Microstructural and Physiological Features of Tissues Elucidated by Quantitative-Diffusion-Tensor MRI," *Journal of Magnetic Resonance, Series B*, vol. 111, pp. 209–219, 1996.
- [5] T. H. J. M. Peeters, et al., *Visualization and Processing of Tensor Fields*, ch. Analysis of Distance/Similarity Measures for Diffusion Tensor Imaging, pp. 113–136. Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [6] S. Mori and P. C. M. van Zijl, "Fiber tracking: principles and strategies - a technical review," *NMR Biomed.*, vol. 15, pp. 468–480, 2002.
- [7] M. Rueber, *Deterministic and probabilistic fibre tracking with diffusion tensor imaging under aversive diffusion conditions (in German)*. PhD thesis, Julius-Maximilians-University Wuerzburg, 2009.
- [8] Ch. Nimsky, et al., "Visualization strategies for major white matter tracts identified by diffusion tensor imaging for intraoperative use," in *Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 1281, pp. 793 – 797, 2005.
- [9] Z. Ding, et al., "Case study: reconstruction, visualization and quantification of neuronal fiber pathways," in *VIS '01: Proceedings of the conference on Visualization '01*, pp. 453–456, IEEE Computer Society, 2001.
- [10] M. H. A. Bauer, et al., "Boundary Estimation of Fiber Bundles derived from Diffusion Tensor Images," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (IJCARS)*, 2010.
- [11] M. H. A. Bauer, et al., "A Ray-based Approach for Boundary Estimation of Fiber Bundles Derived from Diffusion Tensor Imaging," in *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2010)*, 2010.
- [12] J. Klein, et al., "Automatic Quantification of DTI Parameters along Fiber Bundles," in *Proceeding of Image Processing for Medicine (BVM 2007)*, pp. 272–2, 2007.
- [13] A. Hornung and L. Kobbelt, "Robust reconstruction of watertight 3D models from non-uniformly sampled point clouds without normal information," in *SGP '06: Proceedings of the fourth Eurographics symposium on Geometry processing*, pp. 41–50, Eurographics Association, 2006.
- [14] S. Barbieri, et al., "Towards Image-Dependent Safety Hulls for Fiber Tracking," in *Proceedings of the Joint Annual Meeting ISMRM-ESMRMB 2010*, p. 1672, 2010.
- [15] S. Barbieri, et al. "Assessing Fiber Tracking Accuracy via Diffusion Tensor Software Models," in *Medical Imaging 2010: Image Processing* (B. M. Dawant and D. R. Haynor, eds.), vol. 7623, (San Diego, California, USA), p. 762326, SPIE, 2010.
- [16] M. P. Sampat, et al., "Measuring intra- and inter-observer Agreement in Identifying and Localizing Structures in Medical Images," *IEEE Inter. Conf. Image Processing*, 2006.
- [17] K. H. Zou, et al., "Statistical Validation of Image Segmentation Quality Based on a Spatial Overlap Index," *Academic Radiology*, vol. 11, no. 2, pp. 178–189, 2004.