

# Ein effizienter geometrischer Ansatz zur Unterstützung der Trajektoriestimmung bei der Tiefenhirnstimulation

Jan Egger<sup>1,2</sup>, Christoph Kappus<sup>1</sup>, Bernd Freisleben<sup>2</sup>, Christopher Nimsky<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Klinik für Neurochirurgie, Philipps-Universität Marburg

<sup>2</sup>Fachbereich Mathematik und Informatik, Philipps-Universität Marburg

egger@med.uni-marburg.de

**Kurzfassung.** Bei der Tiefenhirnstimulation wird eine Elektrode im Gehirn platziert, um Funktionsstörungen des Gehirns zu behandeln. In diesem Beitrag wird ein geometrischer Ansatz zur Unterstützung der Trajektoriestimmung bei der Tiefenhirnstimulation vorgestellt. Der Ansatz benötigt zwei Saatpunkte: einen in der Zielstruktur und einen zweiten auf der Kopfoberfläche. Der zweite Saatpunkt wird genutzt, um radial eine Menge von weiteren Saatpunkten zu generieren, die mit dem Zielpunkt linear zu Trajektorien verbunden und anschließend automatisch auf Schnitte mit Risikostrukturen (z.B. Ventrikelsystem) analysiert und sortiert werden. Der Ansatz wurde anhand von 10 Trajektorien evaluiert, die von einem Neurochirurgen mit mehrjähriger Erfahrung (>6) in der Tiefenhirnstimulation manuell überprüft wurden.

## 1 Einleitung

Die tiefe Hirnstimulation (THS) ist ein wirksames Verfahren zur Behandlung von Patienten mit Bewegungsstörungen [1]. Die Methode wurde Mitte des letzten Jahrhunderts erstmals angewandt. Seither wurden weltweit über 50.000 Patienten mit Hilfe dieses Verfahrens behandelt. Bei dieser Methode werden unter örtlicher Betäubung Elektroden in den Hirnbereich implantiert, der für die jeweilige Bewegungsstörung mitverantwortlich ist. Der Verlauf der Elektroden wird dabei individuell anhand von Magnetresonanztomographie (MRT)-Daten geplant, was die Sicherheit des Verfahrens bezüglich einer Blutungskomplikation deutlich erhöht [2]. In der Literatur finden sich verschiedene Verfahren zur (semi-)automatischen Planung von Trajektorien bei der THS. Navkar et al. [3] stellen einen Ansatz vor, bei dem so genannte Access Maps erzeugt werden. Dabei werden die anatomischen Strukturen und die Trajektorielänge (farbkodiert) auf die Kopfoberfläche projiziert. Brunenberg et al. [4] präsentieren ein semi-automatisches Verfahren, bei dem zuerst verschiedene anatomische Strukturen segmentiert werden: Blutgefäße, Ventrikel und Gyri. Anschließend werden Pfade in 3D mit einem Sicherheitsabstand zu den Strukturen berechnet. Der Ansatz von Vaillant et al. [5] nutzt die Informationen aus einem Gehirn-Atlas

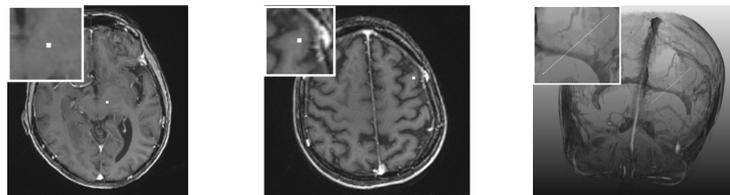
für die Trajektoriebestimmung. Dazu wird der Atlas - und damit auch anatomische Strukturen und Risikobereiche - auf die MRT-Aufnahme des Patienten registriert, um in einem zweiten Schritt sichere Trajektorien zu berechnen.

## 2 Material und Methoden

Das vorgestellte Verfahren lässt sich in zwei Schritte unterteilen: In einem ersten Schritt werden von zwei benutzerdefinierten Saatpunkten eine Menge von Trajektorien berechnet. In einem zweiten Schritt werden diese Trajektorien auf ihre Zugangssicherheit überprüft und sortiert [6, 7, 8, 9].

In Abbildung 1 ist auf der linken Seite eine axiale MRT-Schicht zu sehen, in der von einem Neurochirurgen der Zielpunkt gesetzt wurde (die Zuordnung der Saatpunkte zwischen den unterschiedlichen Aufnahmemodalitäten (MRT T1/T2, CT) erfolgte hierbei über die AC/PC-Linie mit korrespondierendem Mittellinienpunkt und das dadurch definierte Koordinatensystem). Im mittleren Bild ist vom Neurochirurgen der Eintrittspunkt in der Nähe der Hirnoberfläche positioniert worden. Die Positionierung des Eintrittspunktes beruht auf Erfahrung des Neurochirurgen und gibt nur grob den Bereich vor, in dem normalerweise ein Zugang gelegt wird. Rechts ist die initiale Trajektorie – zu den beiden 2D-Markern – dreidimensional (3D) visualisiert.

Die initialen Trajektorien werden ausgehend von einer Initialisierung (Abb. 2, Markierung A) automatisch berechnet. Dazu werden Strahlen radial in der xy-Ebene (des DICOM-Koordinatensystems) konstruiert und an den Eintrittspunkt in der Nähe der Hirnoberfläche verschoben (B). Die Länge und die Anzahl der Strahlen können vom Benutzer über zwei Eingaben gesteuert werden; sie sind allerdings mit Standardwerten vorbelegt (5 cm / 30 Strahlen). Diese strahlenbasierte Vorgehensweise ergibt eine höhere Dichte von möglichen Trajektorien in der Nähe des Eintrittspunktes der vom Neurochirurgen gesetzt wurde. Im folgenden Schritt werden die Richtungsvektoren der Ebene mit der initialen Trajektorie als Normale (C) und die Rotationsgerade zwischen xy-Ebene und "Trajektorien"-Ebene berechnet (D). Die Rotationsgerade ermöglicht eine Rotation der Strahlen aus (B) in die "Trajektorien"-Ebene (E). Danach werden Trajektorien zu verschiedenen Eintrittspunkten – die entlang der radialen Strahlen aus E gesampelt wurden – konstruiert (F).



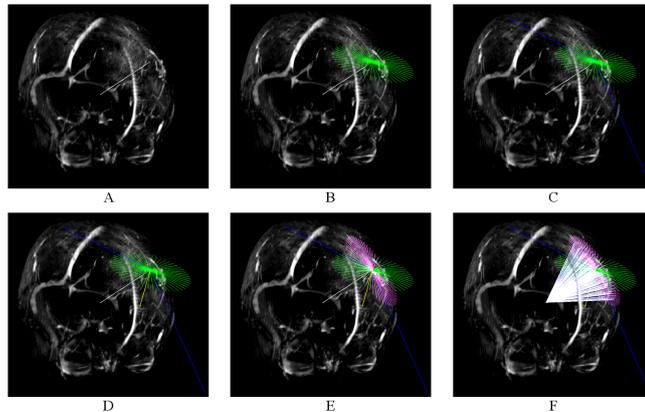
**Abb. 1.** Manueller Zielpunkt (links), grob lokalisierter Eintrittspunkt in der Nähe der Hirnoberfläche (Mitte) und 3D Visualisierung der initialen Trajektorie (rechts).

Abbildung 3 veranschaulicht, wie eine bestimmte Trajektorie aus den initial generierten Trajektorien selektiert wurde (A und B), um diese anschließend in den einzelnen axialen 2D-Schichten zu visualisieren (C-H). Nachdem alle möglichen Trajektorien konstruiert wurden, folgt die Überprüfung und Sortierung auf ihre Zugangssicherheit. Dazu tastet ein Algorithmus die Strahlen ab, die nicht in einem “normalen“ Grauwertintervall liegen und berechnet den prozentualen Anteil dieser Grauwerte zur Gesamtlänge eines Strahls - zu berücksichtigen ist hierbei noch ein Sicherheitsabstand von 5 mm um den Strahl und ein ca. 20 mm breiter Rand für den Schädelknochen. Das Grauwertintervall ist essentiell für das Ergebnis, aber basierend auf der Annahme, dass der benutzerdefinierte Zielpunkt auf Grauwerten für eine potentielle Trajektorie liegt, kann das Grauwertintervall automatisch bestimmt werden. Hierzu wird über eine Region der Dimension  $d$  um den Zielpunkt  $(s_x, s_y, s_z)$  integriert

$$\int_{-d/2}^{d/2} \int_{-d/2}^{d/2} \int_{-d/2}^{d/2} T(s_x + x, s_y + y, s_z + z) dx dy dz \quad (1)$$

### 3 Ergebnisse

Die Realisierung erfolgte in C++ innerhalb der Plattform MeVisLab. Eine automatische Berechnung und Sortierung der Trajektorien benötigte in unserer Implementierung weniger als 3 Sekunden (gemessen auf einem Intel Core i5-750 CPU, 4x2.66 GHz, 8 GB RAM, Windows XP Prof x64, 2003, SP 2). Eine manuelle Segmentierung dagegen dauerte bei den Experten bis zu einer Stunde,

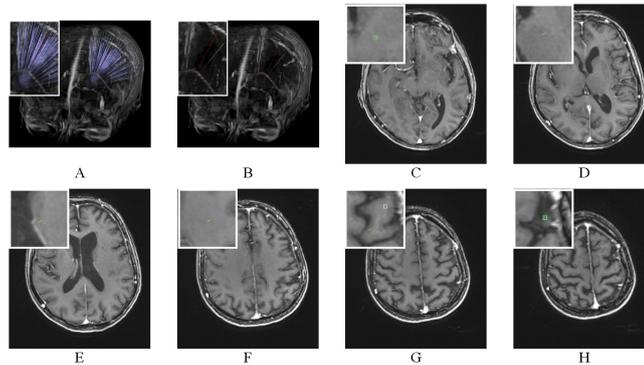


**Abb. 2.** A: Initiale Trajektorie (weiß). B: Radiale Strahlen in der  $xy$ -Ebene (des DICOM-Koordinatensystems) am Eintrittspunkt (grün). C: Richtungsvektoren der Ebene mit der initialen Trajektorie als Normale (blau). D: Rotationsgeraden zwischen  $xy$ -Ebene und “Trajektorien“-Ebene (gelb). E: Radiale Strahlen rotiert in die “Trajektorien“-Ebene (pink). F: Trajektorien zu verschiedenen Eintrittspunkten, die entlang der radialen Strahlen aus E gesammelt wurden (weiß).

**Tabelle 1.** Evaluationsergebnisse für 10 Trajektorien von 5 Patienten.

Patient/ Kopfseite	AC/PC-Koordinaten (mm)		Anzahl Trajektorien	sortierte Liste (pos)
	Zielpunkt	Eintrittspunkt		
1 - links	-13,86/-6,39/0,0	-57,36/19,18/58,61	31	1
1 - rechts	13,86/-6,3/0,0	63,28/27,72/57,44	31	7
2 - links	-12/-4/-4	-46,27/30,75/60,58	41	2
2 - rechts	12,01/-3,98/-3,96	31,13/33,46/72,44	101	2
3 - links	-9,92/-4/-4	-37,57/76,32/43,29	61	8
3 - rechts	10,49/-4,88/-3,35	44,6/62,29/48,05	51	5
4 - links	-13,96/-5,5/-1,5	-42,05/27,16/69,1	31	7
4 - rechts	12,58/-5,76/-4,1	41,64/21,16/74,76	31	5
5 - links	-10,37/-3,69/-3,65	-46,27/30,75/60,58	31	1
5 - rechts	10,37/4,52/-4,26	35,16/54,13/58,69	51	1
$\mu \pm \sigma$	-	-	46,00 $\pm$ 22,24	3,9 $\pm$ 2,81

wobei zur automatisierten Trajektorieberechnung noch das manuelle Überprüfen hinzukam. Zuordnung und Import der Eintrittspunkte in das Stereotaxiesystem (bzw. die Planungssoftware), erfolgten über das AC/PC-Koordinatensystem, damit eine berechnete Trajektorie auch im klinischen Alltag genutzt werden kann. Tabelle 1 listet detailliert die Evaluationsergebnisse für 10 Trajektorien auf: die Kopfseite des Patienten, die AC/PC-Koordinaten für Ziel- und Endpunkt, die Anzahl der automatisch bestimmten Trajektorien und die Position in der sortierten Liste, in dem sich die "Ground Truth"-Trajektorie befindet. Für die Anzahl der Trajektorien und die Position in der sortierten Liste werden zusätzlich der Mittelwert und die Standardabweichung angegeben.



**Abb. 3.** A: Initiale Trajektorien (hellblau). B: Selektion einer bestimmten Trajektorie (rot). C-H: Visualisierung der selektierten Trajektorie in den axialen 2D-Schichten (gelb). G: Grob lokalisierter Eintrittspunkt des Neurochirurgen (weiß).

## 4 Diskussion

In diesem Beitrag wurde ein Ansatz zur Unterstützung der Trajektoriestimmung bei der THS vorgestellt, der zwei benutzerdefinierte Saatpunkte benötigt: einen Eintrittspunkt im Kern (Zielpunkt) und einen grob lokalisierten Eintrittspunkt in der Nähe der Hirnoberfläche (EP), der verwendet wird um radial eine Menge von weiteren EPs zu generieren, die mit dem Zielpunkt zu Trajektorien verbunden werden. Diese Trajektorien werden dann automatisch auf Schnitte mit Risikostrukturen analysiert und sortiert. Im Gegensatz zu den vorhandenen Verfahren [3, 4, 5] müssen bei der hier vorgestellten Methode die Risikostrukturen nicht in einem Vorverarbeitungsschritt segmentiert werden, der einen Unsicherheits- und Zeitfaktor darstellt. Die Segmentierung nur einer der Risikostrukturen (z.B. des Ventrikelsystems) ist nicht trivial und es gibt dazu eine ganze Reihe von Ansätzen, die immer noch verbessert werden [10]. Und schlägt nur eine Vorsegmentierung fehl oder ist ungenau, kann die im zweiten Schritt berechnete Trajektorie nicht mehr verwendet werden. Eine erste Evaluation des hier vorgestellten Verfahrens wurde anhand von 10 Trajektorien vorgenommen, die gemeinsam mit einem Neurochirurgen manuell überprüft wurden. Aktuell wird das vorgestellte Verfahren auf eine größere Menge von Patientendaten angewendet, und es ist geplant, die automatisch gewählten Trajektorien mit den Expertentrajektorien seitens Start- und Zielpunkt quantitativ zu vergleichen. In einem nächsten Schritt soll zusätzlich der Zielpunkt bei der Planung mit einbezogen werden. Hirnnervenkerne besitzen eine bestimmte dreidimensionale Ausdehnung, die beim Verlauf der Trajektorie berücksichtigt bzw. in einem optimalen Winkel "anvisiert" werden sollen.

## Literaturverzeichnis

1. Benabid AL, et al. Functional neurosurgery for movement disorders: a historical perspective. *Prog Brain Res.* 2009;175:379–91.
2. Elias WJ, et al. Sulcal and ventricular trajectories in stereotactic surgery. *J Neurosurg.* 2009;11(2):201–7.
3. Navkar NV, et al. Visualization and planning of neurosurgical interventions with straight access information. *Proc IPCAI.* 2010; p. 1–11.
4. Brunenberg EJJ, et al. Automatic trajectory planning for deep brain stimulation: a feasibility study. *Proc MICCAI.* 2007; p. 584–92.
5. Vaillant M, et al. A path-planning algorithm for image-guided neurosurgery. *Proc CVRMed-MRCAS.* 1997; p. 467–76.
6. Egger J, et al. Graph-based tracking method for aortic thrombus segmentation. *Proc MBEC.* 2008; p. 584–7.
7. Egger J, et al. Aorta segmentation for stent simulation. *Proc MICCAI.* 2009; p. 1–10.
8. Egger J, et al. Nugget-cut: a segmentation scheme for spherically- and elliptically-shaped 3D objects. *Proc DAGM.* 2010; p. 383–92.
9. Egger J, et al. Pituitary adenoma segmentation. *Proc Biosignal.* 2010; p. 1–4.
10. Liu J, et al. Automatic segmentation of the human brain ventricles from MR images by knowledge-based region growing and trimming. *Neuroinformatics.* 2009;7(2):131–46.