Quantifizierung von Brain-Shift durch Vergleich von prä- und intraoperativ erzeugten MR-Volumendaten

K.A. Ganser*, H. Dickhaus*,
A. Staubert+, M.M. Bonsanto+, C.R. Wirtz+, V.M. Tronnier+, S. Kunze+

* Institut für Medizinische Informatik, Universität Heidelberg, Fachhochschule Heilbronn,
Max-Planck-Str. 39, 74081 Heilbronn
+ Neurochirurgische Klinik der Universität Heidelberg
Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg
Email: ganser@fh-heilbronn.de

Zusammenfassung. Bei der Neuronavigation tritt häufig ein Brain-Shift-Effekt auf: Das Gehirn verändert seine Form aufgrund mechanischer Einflüsse während der Operation. Da der Operationsplan, der anhand präoperativen Bildmaterials entstanden ist, dann nur mehr bedingt gültig ist, war es Ziel der Arbeit, quantitative Aussagen über Lokalisation und Ausmaß der Verschiebungen machen zu können. Zu diesem Zweck wurden jeweils prä- und intraoperativ aufgenommene MR-Volumendaten von insgesamt 10 Tumorpatienten untersucht. Die beiden Aufnahmen eines Patienten wurden gematcht, und anschließend wurden mit eigens entwickelten Vergleichsverfahren die Veränderungen an der Hirnoberfläche, an der Interhemisphärspalte und am Ventrikelsystem quantifiziert. Es wurden Unterschiede bis zu 2 cm beobachtet.

Schlüsselwörter: Brain-Shift, Matching, intraoperatives MR, Neuronavigation

1 Einleitung

In der Neurochirurgie werden Operationen häufig mit Computerunterstützung durchgeführt. Ein präoperativ aufgenommener dreidimensionaler CT- oder MR-Datensatz dient dabei als Grundlage für die OP-Planung. Der Arzt identifiziert z.B. Tumoren und legt im Sinne einer minimalen Schädigung des Patienten optimale Zugangswege fest. Während des Eingriffs werden die Planungsdaten mit Neuronavigationssystemen - z.B. dem MKM-Operationsmikroskop der Firma Carl Zeiss - in das Koordinatensystem des Patienten übertragen und dienen dem Operateur zur Orientierung.

Problematisch ist, daß sich das Gehirn nicht wie ein starrer Körper verhält: Durch die Trepanation und die Eröffnung der Dura können Veränderungen an der Geometrie des Gehirns auftreten, die man als Brain-Shift bezeichnet. Eine unmittelbare Ursache hierfür ist z.B. das Abfließen von CSF (Cerebro Spinal Fluid).

Da in der Regel bei neurochirurgischen Eingriffen dieser sogenannte Brain-Shift auftritt, stimmen die Daten aus dem Operationsplan häufig nicht mehr mit den tatsächlichen Gegebenheiten während des Eingriffs überein. Damit die Qualität solcher Operationen dennoch gesichert ist, müssen die präoperativen Planungskoordinaten intraoperativ korrigiert werden. Derzeit beruht die Korrektur auf der Erfahrung des Neurochirurgen; wünschenswert wäre es jedoch, Brain-Shift bereits bei der Planung

berücksichtigen zu können. Hierfür ist es aber notwendig, umfangreiches Wissen über die Verschiebungsvorgänge zu besitzen. Da über Brain-Shift bislang wenig bekannt ist, war es Ziel der Arbeit, quantitative Aussagen über dessen Ausmaß und Lokalisation zu machen.

2 Material und Methode

Grundlage unserer Untersuchung sind Magnetresonanztomogramme, die vor und während neurochirurgischer Eingriffe am Universitätsklinikum Heidelberg mit dem dort neben einem Operationssaal installierten offenen MR-Scanner Siemens Magnetom Open erstellt wurden (128 Schichten, Abstand 1,3 mm, T1-Flash) [1].Untersucht wurden 10 Patienten mit unterschiedlichen Hirntumoren. Von jedem Patient stand ein prä- und ein intraoperativer Datensatz für die Auswertung zur Verfügung. Als Referenz und zur Validierung wurden von einem gesunden Probanden und ebenfalls von einem Kopfphantom zwei Scans in unterschiedlicher Lage aufgenommen.

Da die beiden Aufnahmen der Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten entstanden sind, werden sie in verschiedenen Koordinatensystemen abgebildet. Es war also notwendig, über ein Matching die räumliche Ausrichtung der jeweils korrespondierenden Datensätze aneinander anzugleichen. Die gematchten Bilder wurden anschließend verglichen, um die Auswirkungen des Brain-Shifts zu quantifizieren. Drei Bereiche des Gehirns wurden untersucht: Die Hirnoberfläche, an der sich Einsinken und Anschwellen ablesen läßt, die Interhemisphärspalte, die durch Shift-Vorgänge zwischen den beiden Hirnhälften lateral verschoben wird, und das Ventrikelsystem, das Deformationen in tieferen, stammhirnnahen Bereichen zeigt.

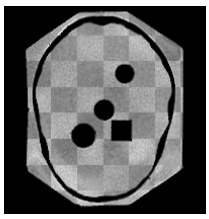
2.1 Matching

Für die Ausrichtung der Datensätze wurde ein Chamfer-Matching-basierter Algorithmus implementiert [2], der als Vergleichsfeature die Kopfoberfläche betrachtet. In beiden Aufnahmen wird diese halbautomatisch segmentiert. Die intraoperative Oberfläche wird gleichmäßig abgetastet und so auf eine Menge von 5000 Punkten p_j (j=1..5000) reduziert. Eine Kostenfunktion $c(T)$, die von sechs Transformationsparametern $T=(dx, dy, dz, \phi, \theta, \psi)$ abhängt, berechnet den Mittelwert der minimalen Abstände der Punkte p_j zur präoperativen Kopfoberfläche:

$$c(T) = \sum_j \overline{P_j T(p_j)}\,, \tag{1}$$

wobei P_j der zu p_j am nächsten gelegene Punkt auf der präoperativen Oberfläche ist. $T(p_j)$ bedeutet die Transformation von p_j mit T. Um diese Abstandsberechnung zu beschleunigen, werden alle Abstände vorberechnet, d.h. die präoperative Oberfläche wird einer Distance-Transformation unterzogen (Abstandsmetrik Chamfer-3-4-5 [3]). Es entsteht eine Distance-Map **D**, in der jedes Voxel als Grauwert den minimalen Abstand zum Objekt im Ausgangsbild, also zur präoperativen Kopfoberfläche, an-

Abb. 1. Darstellung der Matchgenauigkeit. Erläuterung im Text.



nimmt. Die Abstandsberechnung in der Kostenfunktion reduziert sich damit auf das Auslesen eines Wertes aus der dreidimensionalen Look-up-Tabelle **D**:

$$c(T) = \sum_j \mathbf{D}(T(p_j)) \,. \tag{2}$$

c(T) wird nach der Downhill-Simplex-Methode in sechs Dimensionen minimiert [4]. Als Ergebnis erhält man Schätzwerte für die Transformationsparameter *T*. Mit diesen Parametern wird der intraoperative Grauwertdatensatz unter Anwendung der trilinearen Interpolation in das Koordinatensystem des präoperativen transformiert. Untersuchungen mit teilweise synthetischen Daten ergaben eine Matchgenauigkeit im Submillimeterbereich, also unter der Voxelauflösung der Originaldaten. Abb. 1 demonstriert die Genauigkeit des Algorithmus durch schachbrettartige Überlagerung korrespondierender Schichten aus zwei gematchten Aufnahmen des Kopfphantoms. Die glatten Übergänge an den Kanten zwischen den Feldern belegen die Matchqualität.

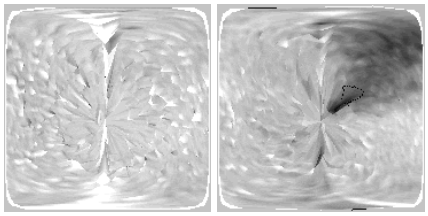
2.2 Vergleich der Gehirnoberflächen

Im präoperativen und im gematchten intraoperativen Datensatz wird halbautomatisch das Gehirn segmentiert. Mit jedem der beiden Segmente wird anschließend folgendermaßen verfahren: Durch eine Triangulierung wird die Segmentoberfläche in ein Dreiecksnetz überführt. Die kartesischen Koordinaten der Gitterpunkte $g_i=(x_i, y_i, z_i)$ des Netzes werden über eine Kugelkoordinatentransformation bezüglich eines zentralen Fixpunkts *f* in neue Koordinaten $g_i'=(\alpha_i, \beta_i, r_i)$ umgerechnet. *f* ist der Ursprung des (x, y, z)-Koordinatensystems.

$$\alpha = \arctan(z / y) \quad \beta = \arctan(z / \sqrt{y^2 + z^2}) + 90° \quad r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \,. \tag{3}$$

Dies entspricht anschaulich einer Projektion des Hirnreliefs auf die Ebene, wobei α und β vergleichbar sind mit den Längen- und Breitengraden auf dem Globus. *r* ist der Abstand des Netzpunkts zum Fixpunkt *f*. Zwischen den projizierten Punkten g_i' wird linear interpoliert, so daß sich eine vollständige "Reliefläche" ergibt.
Die Reliefbilder aus beiden Datensätzen werden schließlich subtrahiert. Im Ergebnisbild kann für jede Raumrichtung (α, β) die Veränderung - ein Anschwellen für negative und ein Absinken für positive Werte - quantitativ abgelesen werden (Abb. 2).

Abb. 2. Subtrahierte Reliefbilder eines Patienten (rechts) und des Probanden (links). Helle Bereiche kennzeichnen Anschwellungen, dunkle Absenkungen. Frontal in der rechten Hemisphäre des Patienten ist Brain-Shift als dunkler Bereich zu erkennen.



2.3 Vergleich der Interhemisphärspalten

In den gematchten Aufnahmen wird interaktiv der Verlauf der Interhemisphärspalte eingezeichnet. Zwischen den manuell festgelegten Punkten wird jeweils eine Fläche interpoliert. Der laterale Abstand dieser Flächen wird berechnet und als Grauwert über der *(y, z)*-Ebene aufgetragen. Positive Werte entsprechen einer Verschiebung nach links, negative einer Verschiebung nach rechts (Abb. 3).

2.4 Vergleich am Ventrikelsystem

In den gematchten Grauwertdatensätzen werden jeweils die beiden Seitenventrikel und der dritte Ventrikel halbautomatisch segmentiert. Für jedes Segment wird der Schwerpunkt *s* und die Trägheitsmatrix Θ berechnet:

$$s = (\bar{x}_s, \bar{y}_s, \bar{z}_s) \qquad \Theta = \begin{pmatrix} \theta_{xx} & \theta_{xy} & \theta_{xz} \\ \theta_{yx} & \theta_{yy} & \theta_{yz} \\ \theta_{zx} & \theta_{zy} & \theta_{zz} \end{pmatrix} \quad \text{mit} \quad \begin{aligned} \theta_{xx} &= \Sigma(y^2 + z^2) \\ \theta_{yy} &= \Sigma(x^2 + z^2) \\ \theta_{zz} &= \Sigma(x^2 + y^2) \\ \theta_{ab} &= -\Sigma(a \cdot b) \end{aligned} \qquad (4)$$

Die Eigenvektoren der Trägheitsmatrix zeigen in Richtung der Hauptträgheitsachsen. Für die Bestimmung von Shiftvorgängen wird der Differenzvektor zwischen korrespondierenden Schwerpunkten und die Winkeldifferenz zwischen korrespondierenden Hauptträgheitsachsen ermittelt. Der Vektor macht hauptsächlich Aussagen über Verschiebungen, die Winkeldifferenzen über Rotationen und Verformungen.

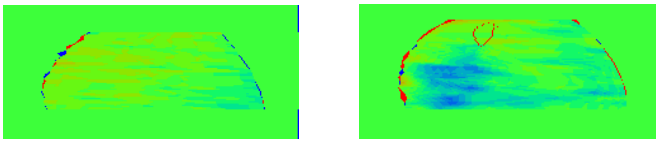


Abb. 3. Laterale Verschiebung an der Interhemisphärspalte (rechts Patient, links Proband). Helle Bereiche kennzeichnen Verschiebungen nach rechts, dunkle nach links Beim Patienten ist deutlich eine Verformung als dunkler Bereich zu erkennen.

3 Ergebnisse

Die im vorigen Abschnitt beschriebenen Vergleichsverfahren wurden auf die Datensätze der zehn Tumorpatienten und des Probanden angewendet, nachdem ein Matching der jeweils korrespondierenden Aufnahmen stattgefunden hat. An der Gehirnoberfläche wurden bei den Patienten Einsenkungen bis zu 20 mm und Anschwellungen bis zu 9 mm beobachtet. Die Interhemisphärspalte war um maximal 6 mm verschoben, wobei Verschiebungen in beide Richtungen auftraten. Am Ventrikelsystem zeigten sich Schwerpunktsverschiebungen bis zu 7 mm, die Differenzen zwischen den Hauptträgheitsachsen betrugen maximal 18 Winkelgrad. In den Aufnahmen des Probanden zeigten sich im Vergleich dazu an keiner Stelle nennenswerte Veränderungen.

4 Konsequenzen

Mit Hilfe des dargestellten Ansatzes konnte quantitativ gezeigt werden, daß die während einer neurochirurgischen Operation auftretenden Deformationen des Gehirns teilweise mit erheblichem Ausmaß in allen Bereichen des Gehirns auftreten. Die Oberfläche ist ebenso betroffen wie tiefe, stammhirnnahe Bereiche. Die Unterschiede bewegen sich z.T. in der Größenordnung von Zentimetern. Es muß demnach mit deutlichen Mißweisungen der Navigationssysteme gerechnet werden, wenn die Navigation einzig anhand präoperativen Bildmaterials durchgeführt wird. Da in den wenigsten Krankenhäusern die Möglichkeit besteht, durch intraoperative Bildgebung die Navigation neu zu kalibrieren, scheint es sinnvoll, nach Verfahren zu suchen, die die Brain-Shift-Effekte bereits bei der Planung berücksichtigen können. Es gibt für diese komplexe Aufgabe derzeit noch keine etablierte Lösung.

Wir haben vorgesehen, durch elastisches Matching den Gehirnatlas von Talairach und Tournoux [5] an die individuelle Patientenanatomie anzupassen. Durch eine geeignete Modellierung soll es möglich sein, Brain-Shift auch am Atlas vorzunehmen und so intraoperativ die Information über anatomisch und funktional wichtige Hirnstrukturen im verformten Gehirn bereitzustellen.

5 Literatur

1. Tronnier V.M., Wirtz C.R. et al.: Intraoperative diagnostic and interventional magnetic resonance imaging in neurosurgery. Neurosurgery 40 (5), 1997.
2. van Herk M., Kooy H.M.: Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MR, and CT-SPECT using chamfer matching. Med. Phys. 21(7): 1163-1178, 1994.
3. Borgefors G.: Distance transformations in arbitrary dimensions. Computer Vision, Graphics and Image Processing (27): 321-345, 1984.
4. Press W.H., Teukolsky S.A., Vetterling W.T., Flannery B.P.: Numerical Recipes in C. Cambridge University Press, Cambridge, 1992.
5. Talairach J., Tournoux P.: Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1988.