

Aufnahme von Kopfbewegungen in Echtzeit zur Korrektur von Bewegungsartefakten bei fMRI

Christian Dold und Evelyn Firlé

Fraunhofer-Institut für Graphische Datenverarbeitung,
Fraunhoferstr.5, 64283 Darmstadt
Email: christian.dold@igd.fraunhofer.de

Zusammenfassung. Eine Schlüsselstelle bei der funktionellen Kernspintomographie (fMRI) ist die Eliminierung von Artefakten, hervorgerufen durch Kopfbewegungen. In diesem Paper wird gezeigt, wie mit einem optischen Trackingsystem und speziellen Markerbefestigungen am Schädelknochen die 6 Freiheitsgrade (6 Degrees Of Freedom, DOF) mit einer Genauigkeit von $\sim 100\mu\text{m}$ und einer Latenzzeit von $\sim 17\text{ms}$ bestimmt werden können. Bei der prospektiven Technik sendet das MRI-System ein Triggersignal an das Trackingsystem. Dieses antwortet mit den aktuellen 6 DOF und das Messkoordinatensystem des Scanners wird entsprechend nachgeführt, sodass Bewegungsartefakte direkt eliminiert werden können und somit keine nachträgliche Bewegungskorrektur mehr erforderlich ist. Ebenso ist eine retrospektive Bewegungskorrektur mit einer getriggerten Aufnahme der beiden Modalitäten (Tracking-System und Kernspintomograph) möglich.

1 Einleitung

In den letzten Jahren hat sich die funktionelle Magnetresonanz-Bildgebung (fMRI) zu einer aussagekräftigen Methode entwickelt, die es erlaubt, neuronal aktive Regionen des Gehirns darzustellen. Aktuelle klinische Einsatzmöglichkeiten der fMRI sind die Operationsplanung, die funktionelle Beurteilung bei der Behandlung von Hirntumoren, die Verlaufkontrolle funktioneller Veränderungen und die Untersuchung von neurologischen Ursachen bei psychischen Störungen.

Die breite klinische Anwendung der fMRI erfordert Techniken, welche die Darstellung der aktivierten Gehirnregionen ermöglichen, während sich der Patient noch im Gerät befindet. Für die Auswertung (Bewegungskorrektur, Bildrekonstruktion, Aktivierungskarte) eines fMRI Datensatzes, der in wenigen Minuten auf modernen MR-Tomographen aufgenommen werden kann, war jedoch bisher ein erheblicher Rechneinsatz notwendig. Trotz moderner Computersysteme sind mehrstündige Berechnungen für die Auswertung eines Patientendatensatzes üblich [1]. Dies ist vor allem auf die rechenintensive Bewegungskorrektur zurückzuführen, welche fehlerhafte Aktivitätsanzeigen infolge von unvermeidbaren Patientenbewegungen vermindert.

Die Grundlage der fMRI ist der von Ogawa entdeckte Blood Oxygen Level Dependant (BOLD)-Effekt [2]. Dieser BOLD-Effekt bewirkt im MR-Bild Hellig-

keitsveränderungen von durchblutetem Gewebe in Abhängigkeit vom Sauerstoffgehalt. Aufgrund der Tatsache, dass die neuronale Aktivität im Gehirn eine lokal erhöhte Durchblutung verursacht, ist es möglich, Regionen im Gehirn zu identifizieren, die z.B. an Handbewegungen oder visuellen Wahrnehmungen beteiligt sind.

Da die Auswertung funktioneller MR-Bildserien die Zeitreihen einzelner Voxel betrachtet, stellt sich die Frage, wie stark diese Zeitreihen durch Bewegungen gestört werden können. Bei einer typischen Größe der Voxels von 3mm^3 und bei Benutzung des EPI-BOLD Datensatzes, ist eine Translation um nur $300\mu\text{m}$ gleichbedeutend mit einer Signalschwankung von 10% [3]. Da Patientenbewegungen des Kopfes üblicherweise größer sind als $300\mu\text{m}$, ist eine Bewegungskorrektur notwendig. Diese Bewegungskorrektur muss eine Genauigkeit von deutlich unterhalb der genannten $300\mu\text{m}$ ($100\mu\text{m}$ bei 1mm^3 Voxel) erreichen, um die Bewegungsartefakte in den Zeitreihen unter die Größe der Grauwertschwankungen des BOLD-Effektes zu drücken.

Akquisition und Korrektur von Kopfbewegungen. Um Kopfbewegungen zu detektieren bzw. die daraus entstandenen Artefakte zu minimieren, gibt es verschiedene Ansätze. So wurden bereits orbitale Navigatoren (ONAV) für den Kopfbereich entwickelt, um in Echtzeit Bewegungen zu erfassen. Mit drei kurzen Gradientenechos kann eine komplette Positionsbestimmung durchgeführt werden [4]. Ihre Stärke liegt in der einfachen Anwendung (Softwareupdate), aber die Auswertung ist in aller Regel nur im zweidimensionalen Fall gültig, da Teile des Messobjektes das Messvolumen verlassen und sich die Fouriertransformierte in Betrag und Phase ändert (Nicht-Lokalität) [7]. Es wurde an Algorithmen gearbeitet, um im k-Raum lineare und Fourier-Interpolationen basierend auf dem Fourier-Shift-Theorem durchzuführen. Diese Algorithmen führten zu verschiedenen Software-Tools [5]. SPM99 zeigt hier im Vergleich der Genauigkeit und Performance die besten Ergebnisse. Zu den modernsten Verfahren gehört heute auch das Kreuzentropieverfahren [6]. Es zeichnet sich jedoch ab, dass diese retrospektiven Korrekturen im k-Raum (Ortsfrequenzraum bei MR) nur bei kleinen Bewegungen vernünftige Ergebnisse liefern und in der klinischen Routine in kein Zeitschema passen.

Langfristiges Ziel. Deshalb ist die große Herausforderung die Entwicklung von Methoden, die es ermöglichen, parallel zur Messung in Echtzeit Korrekturen am Datensatz vorzunehmen und mit der Rechenleistung des Tomographen auszukommen. Hierzu werden zwei Methoden vorgestellt, basierend auf dem entwickelten Tracking-System und einer neuen Markerbefestigung.

2 Material und Methoden

Der große Nachteil an Tracking-Systemen war bisher eine zu große Ungenauigkeit, hervorgerufen durch die Befestigung der Marker an der Kopfhaut (verschiebbar) sowie keine Kompatibilität zum starken Magnetfeld des Tomographen.

Um direkten Kontakt der Marker mit dem Schädelknochen zu bekommen, haben wir eine neue Methode, basierend auf dem „Vogele-Bale-Hohner-Mouthpiece“, entwickelt (Abb. 1). Somit werden große Ungenauigkeiten, die bisher durch das sogenannte „Skinshifts“ ($\sim 1-2\text{mm}$) entstanden, eliminiert.

Das optische (infrarot) Tracking-System, bestehend aus ARTrack 1 und DTrack 1, der Firma Advanced Realtime Tracking GmbH wurde angepasst, um fehlerfrei im Magnetfeld arbeiten zu können. In einem klinischen Versuch wurde nachgewiesen, dass die „MR-safe“ und die „MR-compatible“ erfüllt werden, d.h. das Tracking-System beeinflusste nicht die Bildqualität der Aufnahme oder die Sicherheit des Patienten.

In einem weiteren Laborversuch wurde die absolute Genauigkeit des Tracking-Systems ermittelt. Die verwendete Anordnung deckte ein Volumen von $1,5\text{ m}^3$ ab (Abb. 2). Ohne Mittelwertbildung und ohne Filterung sind die Messwerte abgelesen und archiviert worden. Die vier absoluten Markerpositionen (jeweils für X-, Y-, Z-Achse) wurden zu den Punkten A & B, die 10mm auseinander lagen, aufgezeichnet. Anhand der vier Markerwerte für jede Achse wird ein aktueller Punkt mit dem Mittelwert der vier Punkte errechnet (Tab. 1). Die Punkte A und B wurden 20 mal justiert.

Ein Kompatibilitätstest mit einem Phantom im Kernspintomographen Philips Gyroscan NT Intera wurde bei 1,5 T im Klinikum Offenbach (Abb. 3) durchgeführt. Dieser gab Aufschluss über das Tracking mit starken Gradienten und RF-Coils.

Korrektur des Datensatzes. Hier gibt es zwei verschiedene Methoden, um einen Bezug der akquirierten Daten mit der Bewegung des Kopfes zu erhalten. Bei beiden Methoden ist es notwendig, eine zeitliche Triggerung vom Tomographen und dem Tracking-System vorzunehmen. Auch müssen beide Koordinatensysteme zu Beginn in Deckung gebracht werden.

Bei der ersten Methode nehmen beide Modalitäten unabhängig voneinander auf und setzen sinnvolle Zeitstempel. Ein sinnvoller Zeitstempel für den Tomographen wäre zu Beginn und Ende der Repetitionsphase. Anschließend wird anhand des Zeitprotokolls ausgelesen, welche DOF zu welchen Daten gehören und dementsprechend eine Korrektur der Bewegung vorgenommen. Die Genau-

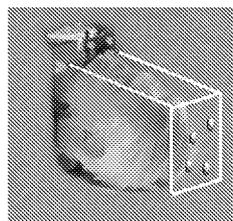


Abb. 1. An dem „Vogele-Bale-Hohner-Mouthpiece“ wird ein spezieller Rahmen befestigt. Auf diesem Rahmen werden die vier Marker angebracht, somit ist eine direkter Kontakt zum Schädelknochen gewährleistet.

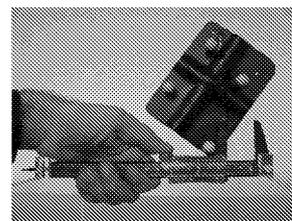


Abb. 2. Markerbefestigung am Messschieber, um die Genauigkeit des Tracking-Systems zu ermitteln.

Tabelle 1. Gemessene Standardabweichung der Translation im Labor.

	Standardabweichung in mm		
	X	Y	Z
Punkt A	0,042	0,054	0,059
Punkt B	0,042	0,033	0,072

igkeit der Synchronisation ist umso besser, je kürzer die Latenzzeit des Tracking-Systems (~ 17 ms) und die Repetitionszeit des Tomographen ist.

Noch eleganter ist die zweite Methode. Der Scanner schickt, mit einem ermittelten Offset vor Beendigung der Anregungszeit, ein Triggersignal an das Tracking-System. Dieses antwortet mit den aktuellen 6 DOF. Noch bevor der Fehler in den akquirierten Daten entsteht, wird nun eine prospektive Korrektur des Scanner-Koordinatensystems vorgenommen. Somit entstehen keine Bewegungsartefakte in der Aufnahme, und eine rechenintensive Bewegungskorrektur wird überflüssig.

3 Ergebnisse

Mit der Entwicklung der neuen Markerbefestigung am Kopf des Patienten ist eine deutlich höhere Genauigkeit [8] beim Ermitteln der 6 DOF eingetreten. Das Anbringen des „Vogele-Bale-Hohner-Mouthpiece“ dauert ca. 30 sec. Der Abdruck der Zähne kann vor der Untersuchung erfolgen und fällt somit nicht in das Gewicht der klinischen Untersuchungszeit.

Beim Test im Labor erreichte das Tracking-System die erforderliche Genauigkeit für fMRI von $< 100\mu\text{m}$ für die Translation, wie in der Tab. 1 ersichtlich. Die Rotationsgenauigkeit errechnet sich bei einer Standardabweichung (STABWN) von $100\mu\text{m}$ und einer Entfernung, der Marker zueinander, von 100mm nach der Formel: $\alpha = \arctan (STABWN / Marker_{Abstd.})$ Somit ergibt sich eine Ungenauigkeit von $0,06^\circ$ in diesem Beispiel.

Beim Kompatibilitätstest konnte keinerlei Beeinflussung der Tracking Ergebnisse bei 5 verschiedenen Sequenzen (Diffusion, T1, T2, Flair, Perfusion) festgestellt werden.

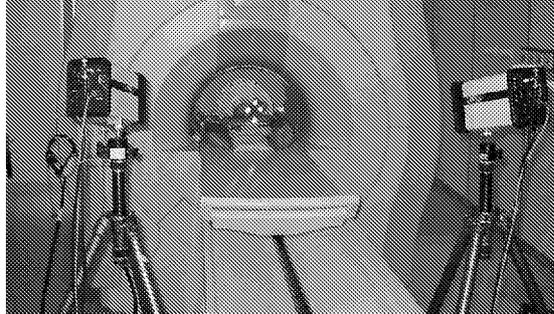
Bei den vorgestellten Methoden ist eine Schichtkorrektur in Translation und Rotation möglich, deshalb steigt der klinische Wert der Daten deutlich an, und die Zeit zur Akquisition sinkt. Im Vergleich zu orbitalen Navigatoren (ONAV) ist keine Beeinflussung des Magnetfeldes vorhanden, da keine Gradientenechos notwendig sind, um die 6 DOF zu bestimmen.

Erste klinische Versuche und die Evaluierung des kompletten Systems, für die retrospektive und prospektive Technik, sind in den nächsten Monaten im Rahmen des EU Projektes MRI-MARCB geplant.

4 Diskussion und Zusammenfassung

Durch die hohe Genauigkeit und die Bildrate von 60 Hz könnten Patienten mit schnellen Kopfbewegungen (z.B. Epilepsie) untersucht werden. Auch steigt die

Abb. 3. Genauigkeitstest mit dem Philips Gyroscan Intera NT mit 1,5 Tesla und dem Tracking-System. In der Bildmitte das Target mit 4 retroreflektierenden Markern.



Zuverlässigkeit der akquirierten Daten an, da große Bewegungsartefakte bisher nicht und kleine nicht vollständig korrigiert werden konnten.

Die zwei vorgestellten Methoden ermöglichen mit einer neuen Dimension der Präzision ($\sim 100\mu\text{m}$) und Geschwindigkeit ein Ermitteln der 6DOF, sowie bald die Verfügbarkeit einer Bewegungskorrektur in Echtzeit auf einem Seriengerät. Dies kann die Tür zur breiten Anwendung der fMRI im Patientenbereich öffnen. Die Epilepsie-Chirurgie, die Schizophreniediagnostik sowie die ZNS-Pharmakologie sind hier zu nennen.

Aufgrund der zeitlichen Einsparung bei der Datenakquisition im Vergleich zu ONAV, die schnellere Bewegungskorrektur der Daten, Unabhängigkeit vom Fourier-Theorem beim Ermitteln der 6 DOF, Validierung bei der Entwicklung neuer ONAV, sowie durch erweiterte Anwendungsgebiete ist der technische Aufwand durch das Tracking-System gerechtfertigt.

Literaturverzeichnis

1. Klose U, Erb M, Raddi A, Grodd W. Funktionelle Bildgebung mit Magnetresonanztomographie. *Electromedica* 67: 27-36, 1/99.
2. Ogawa, S., Lee, T. M., Nayak, A. S., Glynn, P.: Oxygenationsensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields. *Magn Reson Med* 14: 68-78, 1990.
3. Hajnal et al. Artefacts due to stimulus correlated motion in functional imaging of the brain. *Magnetic Resonance in Medicine* 31:283-291, 1994.
4. Ward HA et al. Prospective Multiaxial Motion Correction for fMRI ; *Magn Reson Med* 43:459-469, 2000
5. Ardekani BA et al. A quantitative comparison of motion detection algorithms in fMRI. *Magn Reson Imaging* 19: 959-963, 2001.
6. Kim B et al. Motion Correction in fMRI via Registration of Individual Slices Into an Anatomical Volume. *Magn Reson Med* 41:964-972, 1999.
7. Thesen S. Retrospektive und prospektive Verfahren zur bildbasierten Korrektur von Patientenkopfbewegungen bei neurofunktioneller Magnetresonanztomographie in Echtzeit. Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, 2001.
8. Fulton RR et al. Correction for Head Movements in Positron Emission Tomography Using an Optical Motion-Tracking System. *IEEE Trans Nucl Sci* 49, 2002.