

M. Moche¹ · H. Busse¹ · C. Dannenberg¹ · T. Schulz¹ · A. Schmitgen² · C. Trantakis³
D. Winkler³ · F. Schmidt¹ · T. Kahn¹

¹ Klinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie, Universitätsklinikum Leipzig

² GMD Forschungszentrum Informationstechnik GmbH – FIT, Sankt Augustin

³ Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie, Universitätsklinikum Leipzig

Fusion von MRT-, fMRT- und intraoperativen MRT-Daten

Methode und klinische Bedeutung am Beispiel neurochirurgischer Interventionen

Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit waren die Realisierung und klinische Bewertung einer Bildfusion präoperativer MRT- und fMRT-Bilder mit intraoperativen Datensätzen eines interventionellen MRT-Systems am Beispiel neurochirurgischer Eingriffe.

Ein vertikal offenes 0,5-T-MRT-System wurde mit einem erweiterten Navigationssystem ausgestattet, welches eine Integration zusätzlicher Bildinformationen (Hochfeld-MRT, fMRT, CT) in die intraoperativ akquirierten Datensätze erlaubt. Diese fusionierten Bilddaten wurden zur Interventionsplanung und multimodalen Navigation verwendet.

Bisher wurde das System bei insgesamt 70 neurochirurgischen Eingriffen eingesetzt, davon 13 mit Bilddatenfusion (rund 15-minütiger Zusatzaufwand). Das erweiterte Navigationssystem zeichnet sich im Vergleich zur systemeigenen Navigation auf der Basis kontinuierlich akquirierbarer *Real-time-Bilder* durch eine schnellere Bildwiederholung und eine höhere Bildqualität aus. Der Vergleich beider Navigationsbilder erlaubt das frühzeitige Erkennen von Patienten- bzw. Gewebeverlagerungen.

Die multimodale Bildfusion erlaubte eine differenziertere Navigationsplanung, insbesondere bei der Resektion tief liegender Hirntumoren oder bei Läsionen in enger Nachbarschaft zu eloquenten Arealen. Die erweiterte intraoperative Orientierung bzw. Instrumentenführung erhöht die Sicherheit und Genauigkeit neurochirurgischer Interventionen.

Schlüsselwörter

Bildfusion · Neuronavigation · fMRT · Intraoperative MRT · Hirntumoren

Eine genaue Interventionsplanung und eine hohe Präzision beim Zugang zu Läsionen sind gerade bei zerebralen Operationen unabdingbar zur Vermeidung unnötiger Traumatisierung und maßgeblich entscheidend für das Outcome der Patienten. Daher sind neurochirurgische Eingriffe ohne eine präoperative Schnittbilddiagnostik nur schwer vorstellbar. Hierzu stehen zunehmend differenziertere diagnostische Methoden zur Verfügung. Die Computertomographie (CT) und zunehmend auch die Magnetresonanztomographie (MRT) sind heutzutage feste Bestandteile der präoperativen Planung. Zur Visualisierung anatomischer Strukturen dienen dem Operateur die Standardansichten in axialer, sagittaler und koronarer Schnittführung. Das intraoperative Umsetzen der radiologischen Befunde auf die Verhältnisse am Patienten verlangt eine sehr hohe kognitive Leistung des morphologischen Gedächtnisses. Die operative Planung und Umsetzung eines optimalen Zugangswegs, insbesondere zu kleinen, tief gelegenen Läsionen, gelingen daher auch erfahrenen Operateuren nicht immer.

Zunehmend werden operative Eingriffe am Hirn mittels der sog. Neuronavigation geplant und durchgeführt. Anatomische Strukturen, die für den Operateur unsichtbar, aber zur Orientierung von entscheidender Bedeutung sind, können hierbei direkt am Patienten dargestellt werden. Die Entwicklung moderner Navigationssysteme wurde erst durch entsprechende technische Fortschritte im Bereich der Bildgebung, der Referenzierung und der Bildverarbeitung ermöglicht.

Die Bildgebung stützt sich hierbei vorwiegend auf hochaufgelöste sog. dreidimensionale CT- oder MRT-Daten. Darunter versteht man Datensätze mit einer derart hohen Informationsdichte, dass die hieraus in beliebiger Orientierung rekonstruierbaren Schichten eine für klinische Fragestellungen ausreichend hohe Auflösung aufweisen. Moderne Spiral-CT, insbesondere Multislice-CT, und neuere 1,5-Tesla-MRT-Systeme liefern derartige Daten in einem für den Patienten erträglichen Zeitrahmen.

Die Referenzierungssysteme dienen der rahmenlosen, schnellen und v. a. exakten Akquisition räumlicher Koordinaten und stellen somit die Verbindung

Michael Moche
Klinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie, Universitätsklinikum Leipzig, Liebigstr. 20a, 04103 Leipzig,
E-mail: moche@medizin.uni-leipzig.de

M. Moche · H. Busse · C. Dannenberg
T. Schulz · A. Schmitgen · C. Trantakis
D. Winkler · F. Schmidt · T. Kahn

Image fusion of MRI and fMRI with intraoperative MRI data: methods and clinical relevance for neurosurgical interventions

Abstract

The aim of this work was to realize and clinically evaluate an image fusion platform for the integration of preoperative MRI and fMRI data into the intraoperative images of an interventional MRI system with a focus on neurosurgical procedures.

A vertically open 0.5 T MRI scanner was equipped with a dedicated navigation system enabling the registration of additional imaging modalities (MRI, fMRI, CT) with the intraoperatively acquired data sets. These merged image data served as the basis for interventional planning and multimodal navigation.

So far, the system has been used in 70 neurosurgical interventions (13 of which involved image data fusion – requiring 15 minutes extra time). The augmented navigation system is characterized by a higher frame rate and a higher image quality as compared to the system-integrated navigation based on continuously acquired (near *real time*) images. Patient movement and tissue shifts can be immediately detected by monitoring the morphological differences between both navigation scenes.

The multimodal image fusion allowed a refined navigation planning especially for the resection of deeply seated brain lesions or pathologies close to eloquent areas. Augmented intraoperative orientation and instrument guidance improve the safety and accuracy of neurosurgical interventions.

Keywords

Image fusion · Neuronavigation · fMRI · Intraoperative MRI · Brain lesions

Vaskuläre und entzündliche spinale Erkrankungen

zwischen dem patientenbasierten und dem schnittbildbasierten Koordinatensystem her. Derartige Trackingsysteme basieren auf optischer oder elektromagnetischer Signalgebung.

Zuletzt sind leistungsfähige Bildrechnersysteme notwendig, die anhand vorgegebener räumlicher Koordinaten entsprechende Ebenen aus den Bilddaten berechnen und darstellen können. Für Navigationszwecke sollte dies hinreichend schnell erfolgen (mehrere Bilder/s), um eine akzeptable Auge-Hand-Koordination zu gewährleisten.

Die Neuronavigation wird kritisch, sobald die zu operierende Anatomie nicht mehr den präoperativ akquirierten Bilddaten entspricht. Im Bereich des intrakraniellen Raums ist dies bereits der Fall, wenn die Schädelkalotte eröffnet wird. Spätestens nach Perforation der Dura mater, bei der Liquor austritt, ist die damit verbundene Verlagerung des Hirngewebes (brain shift) zu groß, um auf der Basis der präoperativen Bilddaten eine sichere Orientierung zu gewährleisten [1]. Zahlreiche Arbeitsgruppen beschäftigen sich derzeit mit der Entwicklung mathematischer Methoden zur Vorhersage bzw. Korrektur dieser morphologischen Veränderungen [2, 3, 4]. Eine prinzipielle Hürde stellt hierbei jedoch eine akkurate Modellierung der elastischen Prozesse in Weichteilgeweben dar.

Eine zuverlässige Navigation ist momentan nur durch ein intraoperatives *update*, d. h. nach erneuter Aufnahme eines Bilddatensatzes realisierbar. Eine derartige Aktualisierung ist ohne Strahlenexposition mit einem interventionellen MRT-System (iMRT) möglich. Bildgebungseinheit und OP-Umgebung befinden sich dabei entweder in enger Nachbarschaft zueinander oder werden in einem System integriert. Ein entscheidender Vorteil des letzteren Systems ist der Umstand, dass der Patient zur Bildgebung nicht bewegt werden muss. Dies erlaubt dem Operateur, ohne zusätzliche Registrierungsprozeduren die zu akquirierende Schnittebene eines MR-Bildes mit einem Zeigesystem direkt am Patienten auszuwählen. Damit vereinfachen sich die Positionierung und Orientierung chirurgischer Werkzeuge relativ zur Anatomie des Patienten erheblich. Die Führung eines Instruments (Nadel, Katheter, Sonde, Bohrer) zu einer anatomischen Zielregion kann damit zuverlässiger und mit verminderter Trauma-

tisierung erfolgen. Außerdem ist das fehlende Bewegen des Patienten zeitsparend und in Bezug auf die Sterilität des Eingriffes zu bevorzugen. Als Nachteil stehen dem eine relativ schlechte räumliche Auflösung der *Real-time-Bilder* sowie eine geringe Bildwiederholfrequenz gegenüber.

Differenziertere mikrochirurgische Operationstechniken, speziell im Kopfhirn-Bereich, erhöhen die Anforderungen an die zugrunde gelegten Bildinformationen. So beschränkt sich die konventionelle MRT- und CT-Bildgebung auf die Darstellung anatomischer Strukturen. Vor allem im Hirn aber sind die *eloquenten* bzw. funktionell wichtigen Areale nicht immer eindeutig den anatomischen Strukturen zuzuordnen. Eine Visualisierung ist unter Verwendung spezieller Kontrastverfahren (Blood oxygen level-dependent contrast, BOLD) in diagnostischen MRT-Scannern realisiert [5, 6, 7, 8] und kann bei entsprechender Tumorlokalisation routinemäßig eingesetzt werden. Die Integration funktionseller Informationen in die Operationsplanung und in die anschließende Neuronavigation soll eine exaktere Kraniotomie und eine gezielte Schonung gesunden Hirngewebes ermöglichen, v. a. beim Zugang zu tiefen Läsionen. Biopsietrajektorien können unter Umgehung eloquenter Areale festgelegt werden. In Kenntnis der Funktionen benachbarter Strukturen ist somit eine bessere Planung des Ausmaßes der Tumorresektion möglich.

Die Navigation unter Verwendung fusionierter Bilddatensätze wird in der Neurochirurgie schon seit einigen Jahren angewendet [9, 10, 11]. In diesem Beitrag soll ein neuartiges System vorgestellt werden (Localite Navigator, Localite GmbH, Bonn), bei dem die multimodale Neuronavigation auf Basis intraoperativer MRT-Bilddatensätze realisiert und klinisch eingesetzt wird.

Material und Methoden

Intraoperative MRT

Die technische Grundlage für die operativen Eingriffe unter Bildkontrolle an der Klinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie Leipzig bildet das im Jahr 1996 in Betrieb genommene offene 0,5-T-MRT-System (Signa SP/i, General Electric Medical Systems – GEMS, Mil-

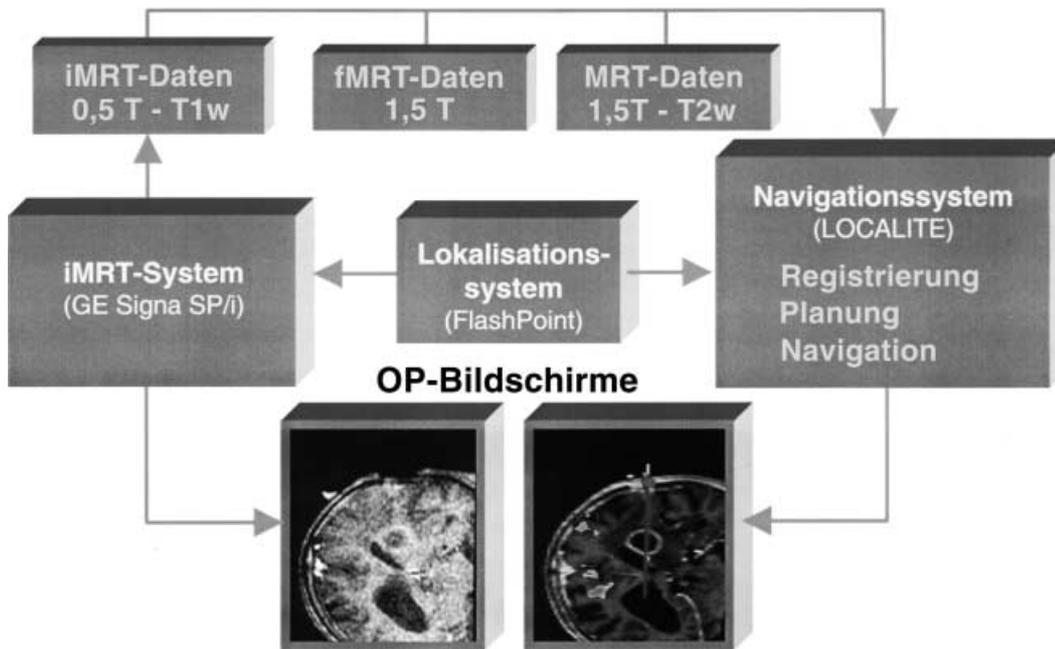


Abb. 1 ▲ Schematische Übersicht des Gesamtsystems. ❖ Abbildung in Farbe siehe Seite 1027

waukee, WI). Im Vergleich zu offenen Systemen anderer Hersteller zeichnet sich dieses durch eine vertikale Anordnung zweier ringförmiger Magnetspulen-systeme aus (double donut). Dieses Design erlaubt neben einem flexiblen Einschub der Patientenliege – durch die Öffnung der Magnetringe hindurch sowie zwischen den Magnetringen – v. a. einen aufrechten Stand von Operateur und eines Assistenten direkt am Patienten. Die verfügbare Breite zwischen den Magnetringen beträgt 58 cm.

Zur Bildgebung wird eine flexible Sende-/Empfangsspule eingesetzt (Flex 3, GEMS), die variabel am Kopf befestigt wird und einen Patientenzugang von rund 27×24 cm erlaubt. Als Pulssequenzen werden Gradientenechosequenzen für den Navigationsdatensatz (3D-FSPGR, TR 13,3 ms, TE 2,7 ms, FOV 28×21 cm, Slice thickness 2 mm, 4 NEX, Matrix 256×128) und für die Real-time-Bildgebung (2D-FSPGR, TR 5,3 ms, TE 30 ms, FOV 22×22 cm, Slice thickness 10 mm, 1 NEX, Matrix 512×512) verwendet.

Navigation

Die systemintegrierte Navigation am Signa SP/i basiert auf einem aktiven, optischen Lokalisationsverfahren (Flash-Point 5000, Image Guided Technologies, Boulder, CO). Drei über dem OP-Feld

montierte Kameras registrieren das emittierte Licht von Leuchtdioden, die auf einem speziellen Handstück angebracht sind. Ein nachgeschalteter Rechner ermittelt aus den unterschiedlichen Signallaufzeiten die absolute Orientierung im Raum. Das OP-Werkzeug wird dabei mit dem Handstück verbunden und erlaubt – bei bekannten Abmessungen – die Einblendung der virtuellen Position des Werkzeuges in das aktuelle MR-Bild. Die Aufnahme und Darstellung eines intraoperativen Real-time-Bildes dauert rund 4 s.

Vom GMD-Forschungszentrum für Informationstechnik in Sankt Augustin wurde seit 1997 in Kooperation mit medizinischen Partnern der neurochirurgischen und radiologischen Kliniken in Krefeld und Leipzig ein PC-basiertes (Pentium III, 600 MHz CPU, 384 MB RAM, Windows NT, Java), CE-zertifiziertes Navigationssystem (LOCALITE-Navigator) entwickelt. Dieses zeichnet sich durch eine schnelle (3 Bilder/s) Bilddarstellung auf der Basis hochwertiger Datensätze aus. Dies wird dadurch erreicht, dass sog. simulierte Echtzeitbilder aus einem prä- bzw. intraoperativ gewonnenen 3D-Datensatz gemäß der räumlichen Koordinaten des Lokalisationssystems herausgerechnet werden. Im Vergleich zur Navigation ohne intraoperative Bildgebung ist eine zusätzliche Regi-

strierung der Kopfposition nicht notwendig, da der iMRT-Datensatz inhärent mit dem Koordinatensystem des Lokalisationssystems registriert ist. Weiterhin erlaubt das System die Fusion von iMRT-Daten mit denen einer weiteren Modalität (z. B. MRT, fMRT, CT) sowie eine detaillierte Interventionsplanung. Eine schematische Übersicht des Gesamtsystems ist in Abb. 1 dargestellt.

Seit 1997 wurden insgesamt 208 neurochirurgische Operationen mit Hilfe der intraoperativen Bildgebung durchgeführt. Nach Installation des erweiterten Navigationssystems im Sommer 2000 wurden – von insgesamt 70 Navigationsprozeduren – 13 Interventionen (4 Frauen und 9 Männer, Durchschnittsalter 42,3 ±18,7 Jahre) auf der Basis *multimodaler Bilddatenfusion* durchgeführt. Die Eingriffe unterteilen sich in 2 Hirntumorbiopsien und 11 Hirntumorresektionen. Histologisch handelte es sich bei den Läsionen um 8 Astrozytome, ein höhergradiges Gliom, ein atypisches Meningeom, ein Lymphom und 2 Metastasen (Details s. Tabelle 1).

Ergebnisse

Auswahl der Modalitäten

Die Entscheidung für eine multimodale Bilddatenfusion und die Auswahl der ge-

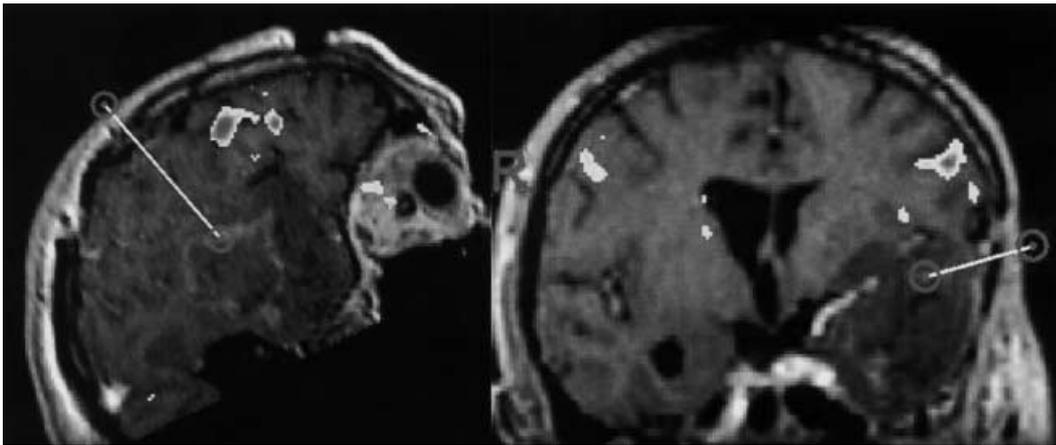


Abb.2 ◀ Bildfusion mit einem fMRT-Datensatz zur Darstellung des motorischen Sprachzentrums für die Zugangsplanung einer Tumorresektion (Patient 3, s. Tabelle 1). ❖ Abbildung in Farbe siehe Seite 1027

eigneten Modalität richten sich primär nach klinischen und bildmorphologischen Kriterien. Im Folgenden werden die bisher für die neurochirurgischen Navigationsprozeduren relevanten Indikationen und verwendeten Modalitäten vorgestellt. Die Überlagerung von CT- und MR-Daten ist technisch realisiert und wird in unserer Klinik hauptsächlich bei transspenoidalen Biopsien angewendet. Für den Einsatz bei neurochirurgischen Interventionen ergab sich bisher keine Indikation.

Funktionelle MRT (fMRT)

Die fMRT erlaubt mit Hilfe des BOLD-Effekts eine nichtinvasive Lokalisation

der kortikalen Aktivität nach Aktivierung gemäß funktioneller Paradigmen [7, 12, 13, 14]. Hierbei muss angemerkt werden, dass die in BOLD-Technik ermittelten funktionellen Areale nicht notwendigerweise mit denen der tatsächlichen neuronalen Funktion (z. B. sensorisches- oder Sprachareal) übereinstimmen müssen [15, 16, 17], da der BOLD-Kontrast vornehmlich auf einem durch Hirnaktivität veränderten mikrovaskulären Sauerstoffgehalt beruht. Daher sollte die Eingriffsplanung mit einem ausreichenden Sicherheitsabstand durchgeführt werden. Die Auswahl der Paradigmen erfolgt in Abhängigkeit von Tumorlokalisierung und neurologischer Ausfallsymptomatik, wobei sich in den

bisherigen Fällen die Visualisierung auf das Sprachzentrum und den Motorkortex beschränkt hat.

Bei temporaler Lokalisation des Tumors wird unabhängig vom Vorliegen von Sprachdefiziten die Sprachaktivierung durchgeführt. Der Patient muss während der Messung gemäß eines standardisierten Protokolls bestimmte Worte oder Sätze nach Aufforderung generieren. Dies sollte stumm geschehen (silent word generation paradigm) [18, 19], damit durch die Phonation keine Bewegungsartefakte entstehen. Ein derartiges Beispiel zeigt Abb. 2. Hier wurde mittels fMRT das motorische Sprachzentrum einer Patientin (35 Jahre) visualisiert, die keine Sprachdefizite aufwies. Da der Tumor sich allerdings in den präoperativen MRT-Bildern relativ groß und in temporaler Lokalisation darstellte, war eine Tangierung des Broca-Sprachzentrums anzunehmen. Erst in der fusionierten Darstellung von fMRT- und intraoperativ akquirierten MRT-Daten ließ sich die relative Lage von Tumor und eloquentem Areal präzise abbilden. In diesem Fall wurde der Temporallappen offensichtlich durch den basalen Tumor nach apikal verdrängt und das motorische Sprachzentrum nach parietal verlagert. Mit Hilfe dieser fMRT-unterstützten Neuronavigation (funktionelle Neuronavigation) konnte die Trajektorie mit einem Sicherheitsabstand zum funktionellen Areal geplant und dieses in der anschließenden Tumorresektion gezielt geschont werden.

Bei frontoparietaler Tumorlokalisierung in Nachbarschaft der Präzentrallregion erfolgt die Visualisierung der Motorkortexaktivität (s. Abb. 3). Zur Aktivierung wird der Patient aufgefordert,

Tabelle 1

Ausgewählte Modalitäten in Abhängigkeit von Tumorlokalisierung und Histologie

Patient	Lokalisation	Größe [cm]	Histologie	Modalität
1	Re. okzipitotemporal	3×4×4	Metastase (Lungen-Ca)	fMRT Sprache
2	Li. parietal	2×2×2,5	Malignes Meningeom	fMRT Motorik
3	Li. temporal	4×3,5×4,2	Glioblastom	fMRT Sprache
4	Re. frontoparietal	1×1×1	Pilozytisches Astrozytom	fMRT Motorik
5	Li. frontoparietal	3×3,5×4,5	Fibrilläres Astrozytom	fMRT Motorik
6	Li. temporal	3×4×4	Fibrilläres Astrozytom	fMRT Sprache
7	Li. temporal	2×3×3	Pilozytisches Astrozytom	fMRT Sprache
8	Re. frontotemporal	2,5×3,5×3	Pilozytisches Astrozytom	fMRT Sprache + Motorik
9	Re. frontoparietal	2×2×2	Lymphom	fMRT Sprache + Motorik
10	Li. parietookzipital	5×3×3	Metastase (Lungen-Ca)	fMRT Motorik
11	Li. frontotemporal	1,8×1,5×2	Pilozytisches Astrozytom	fMRT Sprache
12	Li. frontal	5×6,5×3,5	Fibrilläres Astrozytom	MRT T2w
13	Li. frontotemporal	2×1,5×2	Pilozytisches Astrozytom	MRT T2w fMRT Sprache + Motorik

eine feinmotorische Leistung zu erbringen, wie z. B. beim *Finger-tapping-Paradigma*, dem periodischen Berühren der Fingerkuppen von Daumen und den gegenüberliegenden 4 Fingern.

Morphologisches MRT

Für die hochaufgelöste (dünn-schichtige) Bildgebung im Kopfbereich, die als Basis für eine Navigation dient, steht am vorhandenen interventionellen Gerät (Signa SP/i) prinzipiell nur eine T1-gewichtete Sequenz zur Verfügung. Daher müssen suspekt Morphologien, die sich in der T1-Wichtung auch mit Kontrastmittel (KM) nicht darstellen lassen, mit Hilfe geeigneter Sequenzen am diagnostischen Hochfeld-MRT (1,5 T) untersucht werden. An der Navigationskonsole können derartige Datensätze dann nach einer Registrierung (Anpassung der Koordinatensysteme) dem intraoperativen T1-Datensatz überlagert werden. Diese Vorgehensweise eignet sich hervorragend für solche Tumoren, die sich unabhängig vom KM in der T1-Wichtung nahezu isointens und in der T2-Wichtung hyperintens darstellen, wie es insbesondere für niedriggradige Astrozytome typisch ist (s. auch Abb. 5). Das Ergebnis einer erfolgreichen Bilddatenfusion eines präoperativen T2-gewichteten, dreidimensionalen (3D-)Patientendatensatzes vom diagnostischen MRT-Gerät (hier 1,5 T Siemens Magnetom) mit dem direkt vor dem Eingriff am interventionellen MRT-System akquirierten T1-gewichteten Datensatz (Parameter s. oben) ist in Abb. 4 dargestellt.

Ablaufprotokoll

Die multimodale Neuronavigation erfordert eine gezielte und frühzeitige Planung. Nach Indikationsstellung und Festlegung der Operationsmethode durch den Neurochirurgen erfolgt die Auswahl der Modalitäten in Absprache mit dem Radiologen. Zur Registrierung werden bevorzugt externe Marker verwendet. Da diese Klebmarker allerdings nur für eine begrenzte Zeit auf der Haut haften bleiben, wird angestrebt, das diagnostische MRT entweder am Vorabend oder am Morgen vor dem Eingriff durchzuführen. Im Vergleich dazu ist die Durchführung der fMRT relativ zeitaufwendig und bedarf einer hohen Patientencompliance, so dass diese frühzeitig und in ruhiger Umgebung erfolgen muss.

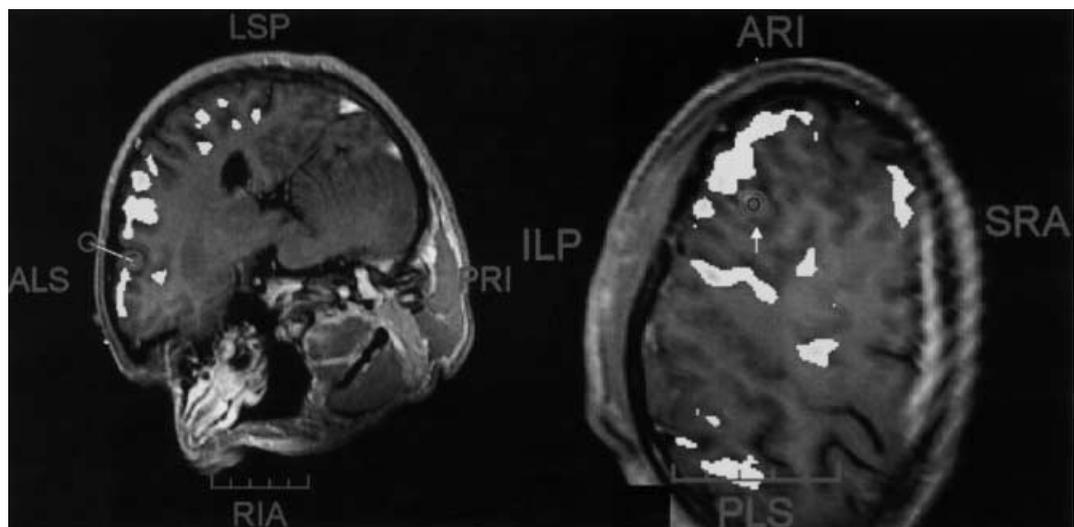
Zur Operation wird der Patient im MRT-Scanner auf dem OP-Tisch in der endgültigen Position für die Operation gelagert. Von entscheidender Bedeutung für eine erfolgreiche Navigation sind sowohl eine sichere Fixierung des Kopfes in der Mayfield-Klemme als auch eine Arretierung der Tischposition. Danach werden die für die Navigation bestimmten iMRT-Schichten aufgenommen. Nach dem Überspielen dieser und der zu fusionierenden Bilddaten (fMRT, MRT, CT) auf den Navigationsrechner erfolgt die Bilddatenfusion. Neben der markerbasierten Registrierung kann die Fusion auch mit Hilfe anatomischer Landmarken oder eines semiautomatischen Verfahrens durchgeführt werden.

Als anatomische Landmarken eignen sich prinzipiell Strukturen mit fol-

genden Eigenschaften: eindeutige Zuordbarkeit in 2 Ebenen und in beiden Modalitäten, Lokalisation in unbeweglichen Regionen sowie möglichst großer Abstand voneinander. Konkrete Beispiele sind die äußeren Gehörgänge, die Nasenspitze, der Ansatz des Hypophysenstiels, der Aquädukt, der ventrale Ansatz des Septum pellucidum und die Auglinnensmitte. Bei der Registrierung mit externen Markern kommen ringförmige, in der T1-Wichtung hyperintense Klebmarker (Multi-modality radiographic markers, Surgical navigation specialists – SNS, Mississauga, ON) zur Anwendung. Die semiautomatische Registrierung basiert auf der Optimierung der sog. *mutual information*, einem Entropiemaß, welches die gegenseitige Zuordnung der Intensitäten beider Datensätze beurteilt [20, 21, 22]. Als Ausgangspunkt dient eine grobe markerbasierte Vorregistrierung, welche durch ein anschließendes automatisches Minimierungsverfahren verbessert wird [23].

Nach durchgeführter Registrierung ist eine Qualitätskontrolle durch den Radiologen und den Operateur obligatorisch. Als Methode zur subjektiven Beurteilung der Qualität hat sich der *Magic-lens-Modus* bewährt, bei dem mit der Maus ein rechteckiger Bereich einer Modalität über dem Datensatz einer weiteren bewegt wird (s. Abb. 5). Im Übergangsbereich wird die Qualität der Überlagerung beurteilt. Das gesamte Volumen beider Datensätze ist durch Wahl der 3 Standardansichten sowie durch das Verschieben (Scrollen) der jeweiligen Schnittebenen zu überprüfen. Eine

Abb. 3 ► Bildfusion mit einem fMRT-Datensatz zur Darstellung des Motor-kortex für die Zugangsplanung einer Tumorresektion (Patient 13, s. Tabelle 1). Links: Bildebene entlang der Trajektorie. Rechts: Bildebene senkrecht zur Trajektorie durch den Tumor (Zielpunkt). ❖ Abbildung in Farbe siehe Seite 1027



derartige Prozedur ist v. a. für die Beurteilung des Fusionsergebnisses im relevanten Operationsbereich notwendig, da mitunter einige Regionen des fusionierten Datensatzes hervorragend übereinstimmen, während andere deutlich divergieren können. Eine mögliche Ursache für ein derartiges Phänomen ist die unterschiedliche Lagerung des Patienten in den jeweiligen Untersuchungsgeräten, bei der es zu geringen, aber relevanten intrazerebralen Gewebeverschiebungen kommen kann [24]. Eine statistische Evaluierung konnte bisher anhand der vergleichsweise niedrigen Fallzahl noch nicht durchgeführt werden.

Anhand der fusionierten Bilder erfolgt die Navigationsplanung mit Festlegung von Eintritts- (entry) und Zielpunkt (target). Nun steht dem Operateur das System für die Navigation zur Verfügung. Im Scanner kann er parallel auf 2 LCD-Monitoren sowohl das unmittelbar akquirierte Real-time-Bild als auch das vom Navigationssystem berechnete (simulierte) Navigationsbild sehen (vgl. Abb. 1). Eine zwischenzeitliche Veränderung der Kopfposition, welche eine zuverlässige Navigation verbietet, ist beim Vergleich dieser beiden Darstellungen sofort bemerkbar. Tritt dieser Fall ein, müssen eine erneute Aufnahme, Datentransferierung und Registrierung des aktualisier-

ten iMRT-Datensatzes erfolgen. Eine umfassende Dokumentation der einzelnen Schritte kann jederzeit anhand von abgespeicherten Monitorbildern (screenshots) erfolgen.

Zeitaufwand

Von entscheidender Bedeutung für die Integration einer Bilddatenfusion in den klinischen Ablauf bei Interventionen mit intraoperativer Bildgebung ist der damit verbundene zeitliche Mehraufwand. Die Aufnahme des für die erweiterte Navigation zugrundegelegten T1-gewichteten 3D-Datensatzes gehörte auch vor Inbetriebnahme des Navigationssystem zur Operationsvorbereitung, so dass hierfür keine zusätzliche Zeit beansprucht wird. Diese Daten können in ungefähr 6 min an der Navigationskonsole bereitgestellt werden, wobei der zeitkritische Schritt hierbei durch die – möglicherweise optimierbare – Extraktion aus der Systemdatenbank und nicht durch die eigentliche Datenübertragung zum Navigationsrechner bedingt ist.

Je nach Qualität der Bilder werden für die manuelle Datenfusion mit externen Markern zwischen 5 und 10 min benötigt. Diese Dauer ist im Wesentlichen durch das Auffinden und das dreidimensionale (d. h. in 2 unabhängigen Ebenen)

Setzen aller Markierungspunkte (zwischen 3 und 5) in den jeweiligen Datensätzen bedingt und somit vom Grad der Sichtbarkeit der Marker – und damit natürlich von der Bildqualität – abhängig. Der Zeitaufwand zur Berechnung der mathematischen Transformationsvorschrift ist hierbei vernachlässigbar. Im Vergleich dazu dauerte eine Fusion auf der Basis anatomischer Landmarken zwischen 10 und 30 min, was sich neben den obigen Kriterien v. a. aus der zeitaufwendigen Auswahl und dem Auffinden geeigneter Landmarken – speziell bei geringer Bildqualität – ergibt. Die Rechenzeit der semiautomatischen Registrierung ist bedingt durch den verwendeten Algorithmus uneinheitlich, beträgt jedoch im Schnitt zwischen 6 und 12 min.

Die Integration einer zusätzlichen Bilddatenqualität erfordert somit im Vergleich zur systemintegrierten Real-time-Navigation im Mittel einen zeitlichen Mehraufwand von rund 15 min.

Komplikationen

In 2 Fällen kam es zu einem Systemhalt bei der semiautomatischen Registrierung eines fMRT-Datensatzes. Die Ursachen hierfür lagen vermutlich in der grenzwertigen Auslastung der Rechnerressourcen (v. a. Arbeitsspeicher) während der Verarbeitung großer Bilddatenmengen. Durch eine überarbeitete Speicherverwaltung konnten diese anfänglichen Schwierigkeiten behoben werden. In allen Fällen konnte die Registrierung problemlos nach Neustart des Rechnersystems durchgeführt werden. Ähnliche Ursachen werden für eine vorübergehende geringere Bildwiederholrate verantwortlich gemacht. In insgesamt 70 neurochirurgischen Anwendungen des Navigationssystems traten weder ein unvermittelter noch ein irreversibler Ausfall auf. Ungenauigkeiten in der Navigation konnten – soweit nachvollziehbar – allein auf Änderungen der Patientenposition zurückgeführt werden. Es gibt in diesem Zusammenhang bisher keine Hinweise auf eine Fehlfunktion des Navigationssystems.

Diskussion und Schlussfolgerung

Das vorgestellte erweiterte Navigationssystem ermöglicht die Einbeziehung verschiedener Bildmodalitäten in die präoperative Planung und Navigation

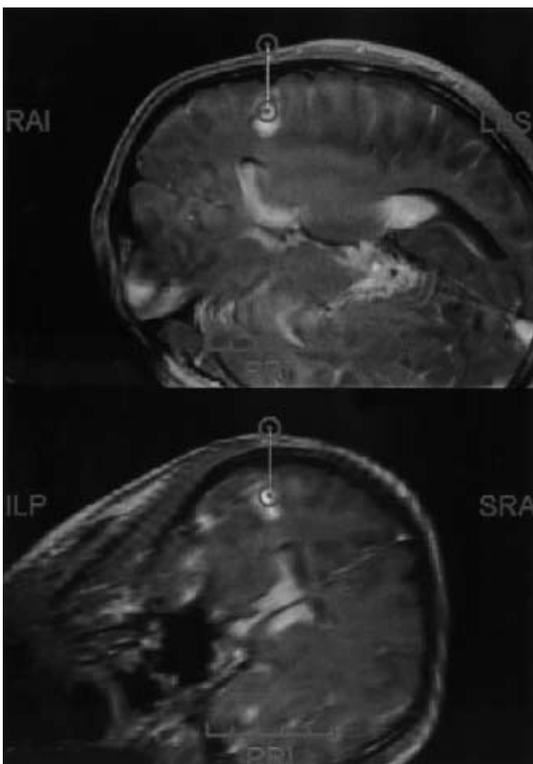


Abb. 4 ◀ Bildfusion mit einem Hochfeld-MRT-Datensatz zur hyperintensen Darstellung des Tumors (Patient 12, s. Tabelle 1).

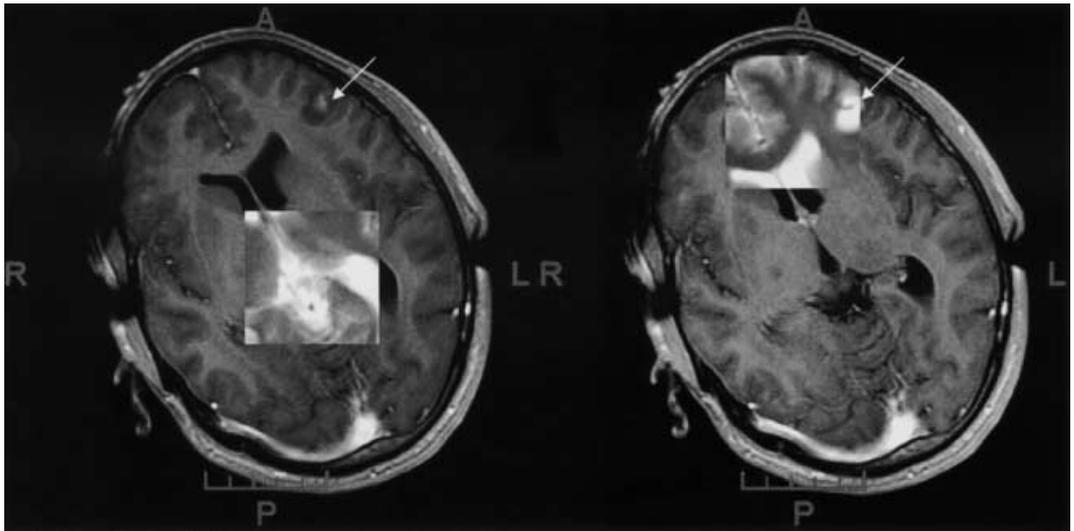
❖ Abbildung in Farbe siehe Seite 1028

Abb. 5 ► **Qualitätskontrolle im Magic-lens-Modus.**

Links: Darstellung des nahezu isointensen Tumors (Pfeil) nach KM-Gabe.

Rechts: Rechteckiger Ausschnitt des überlagerten T2-gewichteten 1,5-T-MRT-Datensatzes mit hyperintensem Nachweis des Tumors (Pfeil). Frontal erkennbar ein zur Registrierung verwendeter Klebmarker. Die Bildauslöschungen im Bereich der Kopfhaut links und rechts sind durch die Fixierung in der Mayfield-Klemme bedingt.

❖ Abbildung in Farbe siehe Seite 1028



unter intraoperativer Bildkontrolle. Die Auswahl der zu überlagernden Bildinformation ist patienten- bzw. diagnosegebunden und sollte individuell vom behandelnden Arzt (in diesem Fall vom Neurochirurgen) und dem Radiologen gemeinsam getroffen werden. Die vorgestellten Fallbeispiele veranschaulichen die Wichtigkeit von Lokalisation und MR-Morphologie der Läsionen für die Auswahl einer geeigneten Modalität und einer sinnvollen Fusionsdarstellung.

In einer subjektiven Einschätzung kann festgestellt werden, dass bei der Verwendung anatomischer Landmarken zwar ein zufriedenstellendes, beim Einsatz externer Marker hingegen ein sehr gutes Ergebnis erreicht werden konnte. Die semiautomatische Registrierung konnte bisher noch nicht ausreichend evaluiert werden. Im Vergleich mit der markerbasierten Registrierung zeigen sich jedoch ähnlich gute Ergebnisse mit nur leicht erhöhtem Zeitaufwand. Der entscheidende Vorteil des semiautomatischen Verfahrens besteht jedoch darin, dass hiermit auch bei nur grober Vorregistrierung gute Ergebnisse erhalten wurden. Eine Anwendung ist somit auch ohne den relativ aufwändigen Einsatz externer Marker möglich und ist insbesondere bei der Integration von fMRT-Daten sehr hilfreich, da diese in der Regel mehrere Tage vor der Operation aufgenommen werden.

Die entscheidende Voraussetzung für einen Routineeinsatz ist jedoch die reibungslose Integration der Navigationsmöglichkeiten in den klinischen Alltag. Dies wurde sowohl durch die Integra-

tion aller Arbeitsschritte auf einer Konsole als auch durch ein ergonomisches Design mit intuitiver Bedienung realisiert. Ob der genannte zeitliche Mehraufwand durch eine verkürzte Navigationsdauer kompensiert werden kann, ist Gegenstand einer laufenden Evaluierung. In jedem Fall wird der Zeitaufwand durch zunehmende Rechenleistungen weiter verkürzt werden.

Übergeordnetes Ziel der Entwicklungen und des Einsatzes derartiger Navigationssysteme ist die Gewährleistung einer höchstmöglichen Sicherheit und Effizienz bildbasierter Interventionen. Nach 13 Interventionen lässt sich noch keine statistisch signifikante Aussage über Verbesserungen der Lebensqualität oder des rezidivfreien Zeitraums treffen. Eine subjektive Beurteilung kann allerdings von den Anwendern dieser Methode gemacht werden: aus der Sicht des Radiologen, der hauptverantwortlich für die Bilddatenakquisition und deren Registrierung ist, kann bei geeigneter Auswahl der Modalitäten durch eine Datenfusion die Bildinformation erheblich gesteigert und gerade bei differenzierten Fragestellungen zu Lagebeziehungen eine genauere Aussage gegeben werden. Dem Neurochirurgen ist es möglich, auf der Basis dieser Informationen eine exaktere Interventionsplanung durchzuführen und diese durch eine übersichtliche Navigation intraoperativ umzusetzen. Die mitlaufende Qualitätskontrolle durch die synchrone Darstellung kontinuierlich synchronisierter Bilder (real time) trägt maßgeblich zur Navigations-sicherheit bei und ist ein ent-

scheidender Vorteil gegenüber der Navigation ohne intraoperative Bildgebung.

Ausblick

Schon jetzt stehen weitere Bildmodalitäten zur Datenfusion zur Verfügung. Angiographische Darstellungen auf Basis der CT (CTA) oder MRT (MRA) eignen sich für die Navigation bei Läsionen in der Nähe größerer Gefäße. Bei Hirnbiopsien kann eine sichere Histologiegewinnung durch Überlagerung von funktionellen, nuklearmedizinischen Bildmodalitäten wie PET und SPECT erreicht werden. Außerdem werden zusätzliche Paradigmen für die funktionelle MRT, wie z. B. visuell evozierte Aktivitäten, die Indikationsstellung für die multimodale Neuronavigation erweitern. Dazu wird das vorgestellte System in naher Zukunft die Registrierung von mehr als 2 Modalitäten erlauben, so dass eine gezielte Überlagerung mehrerer Modalitäten eine noch differenziertere Bildinformation liefert.

Literatur

1. Roberts DW, Hartov A, Kennedy FE, Miga MI, Paulsen KD (1998) Intraoperative brain shift and deformation: a quantitative analysis of cortical displacement in 28 cases. *Neurosurgery* 43:749–760
2. Nimsky C, Ganslandt O, Cerny S, Hastreiter P, Greiner G, Fahlbusch R (2000) Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intraoperative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery* 47:1070–1080

Soziale Kompetenz

Managen, kommunizieren, begleiten, trösten – das zweite Seminarprogramm des beta-Instituts in Augsburg richtet sich an alle Berufstätigen im Gesundheitswesen. Die Broschüre beschreibt 24 verschiedene Fortbildungsangebote vom halbtägigen Einführungs-Workshop in die Nachsorge bis zur mehrmonatigen Case-Management-Qualifizierung.

Das Programm richtet sich an Berufstätige aus allen Bereichen des Gesundheitswesens. Alle Seminarleiter kommen aus der Praxis – sie sollen nicht nur Wissen, sondern auch Erfahrungen vermitteln. Weitere Informationen erhalten Sie im Internet unter www.betaBildung.de. Das Seminarprogramm ist anzufordern bei:

beta Institut für sozialmedizinische
Forschung und Entwicklung GmbH
Steinerne Furt 78
86167 Augsburg
Telefon 0821 45054-0
Fax 0821 45054-100
E-Mail: info@beta-institut.de

(Quelle: beta Institut)

3. Miga MI, Roberts DW, Kennedy FE, Platenik LA, Hartov A, Lunn KE, Paulsen KD (2001) Modeling of retraction and resection for intraoperative updating of images. *Neurosurgery* 49:75–85
4. Nabavi A, Black PM, Gering DT, Westin CF, Mehta V, Pergolizzi RS Jr, Ferrant M, Warfield SK, Hata N, Schwartz RB, Wells WM 3rd, Kikinis R, Jolesz FA (2001) Serial intraoperative magnetic resonance imaging of brain shift. *Neurosurgery* 48:787–798
5. Gordon AM, Lee JH, Flament D, Ugurbil K, Ebner TJ (1998) Functional magnetic resonance imaging of motor, sensory, and posterior parietal cortical areas during performance of sequential typing movements. *Exp Brain Res* 121:153–166
6. van Gelderen P, Ramsey NF, Liu G, Duyn JH, Frank JA, Weinberger DR, Moonen CT (1995) Three-dimensional functional magnetic resonance imaging of human brain on a clinical 1.5-T scanner. *Proc Natl Acad Sci* 92:6906–6910
7. Ashe J, Ugurbil K (1994) Functional imaging of the motor system. *Curr Opin Neurobiol* 4:832–839
8. Cao Y, Towle VL, Levin DN, Balter JM (1993) Functional mapping of human motor cortical activation with conventional MR imaging at 1.5 T. *J Magn Reson Imaging* 3:869–875
9. Jannin P, Fleig OJ, Seigneuret E, Grova C, Morandi X, Scarabin JM (2000) A data fusion environment for multimodal and multi-informational neuronavigation. *Comput Aided Surg* 5:1–10
10. Krings T, Reul J, Spetzger U, Klusmann A, Roessler F, Gilsbach JM, Thron A (1998) Functional magnetic resonance mapping of sensory motor cortex for image-guided neurosurgical intervention. *Acta Neurochir* 140:215–222
11. Nimsky C, Ganslandt O, Kober H, Moller M, Ulmer S, Tomandl B, Fahlbusch R (1999) Integration of functional magnetic resonance imaging supported by magnetoencephalography in functional neuronavigation. *Neurosurgery* 44:1249–1256
12. Duyn JH, Yang Y, Frank JA, Mattay VS, Hou L (1996) Functional magnetic resonance neuroimaging data acquisition techniques. *Neuroimage* 4:76–83
13. Kahn Th, Schwabe B, Harth Th, Bettag M, Ulrich F, Rassek M, Schwarzmaier H-J, Mödler U (1996) Mapping of the cortical motor hand area with functional MR imaging and MR imaging-guided laser-induced interstitial thermotherapy of brain tumors. *Radiology* 200:149–157
14. Reddy H, Matthews PM, Lassonde M (2000) Functional MRI cerebral activation and deactivation during finger movement. *Neurology* 55:1244
15. Kim SG, Richter W, Ugurbil K (1997) Limitations of temporal resolution in functional MRI. *Magn Reson Med* 37:631–636
16. Dillon WP, Roberts T (1999) The limitations of functional MR imaging: a caveat. *Am J Neuroradiol* 20:536
17. Jezzard P, Song AW (1996) Technical foundations and pitfalls of clinical fMRI. *Neuroimage* 4:63–75
18. Friedman L, Kenny JT, Wise AL, Wu D, Stuve TA, Miller DA, Jesberger JA, Lewin JS (1998) Brain activation during silent word generation evaluated with functional MRI. *Brain Lang* 64:231–256
19. Yetkin FZ, Hammeke TA, Swanson SJ, Morris GL, Mueller WM, McAuliffe TL, Haughton VM (1995) A comparison of functional MR activation patterns during silent and audible language tasks. *Am J Neuroradiol* 16:1087–1092
20. Wells WM, Viola P, Atsumi H, Nakajima S, Kikinis R (1996) Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Med Image Anal* 1:35–51
21. Studholme C, Hill DL, Hawkes DJ (1996) Automated 3-D registration of MR and CT images of the head. *Med Image Anal* 1:163–175
22. Meyer CR, Boes JL, Kim B, Bland PH, Zasadny KR, Kison PV, Koral K, Frey KA, Wahl RL (1997) Demonstration of accuracy and clinical versatility of mutual information for an automatic multimodality image fusion using affine and thin-plate spline warped geometric deformations. *Med Image Anal* 1:195–206
23. Press WH, Flannery BP, Teukolsky SA, Vetterling WT (1993) Downhill simplex method (amoeba). In: *Numerical recipes in C*, 2nd ed. Cambridge University Press
24. Miga MI, Paulsen KD, Lemery JM, Eisner SD, Hartov A, Kennedy FE, Roberts DW (1999) Model-updated image guidance: initial clinical experiences with gravity-induced brain deformation. *Trans Med Imaging* 18:866–874