

Radiologe 2004 · 44:723–734  
 DOI 10.1007/s00117-004-1080-2  
 Online publiziert: 6. Juli 2004  
 © Springer-Verlag 2004

**Redaktion**

G. van Kaick, Heidelberg  
 S. Delorme, Heidelberg  
 P. Reimer, Karlsruhe  
 W. Reith, Homburg/Saar  
 M. Uhl, Freiburg

Die Beiträge der Rubrik „Weiterbildung · Zertifizierte Fortbildung“ sollen dem Facharzt als Repetitorium dienen und dem Wissensstand der Facharztprüfung für den Arzt in Weiterbildung entsprechen. Die Rubrik beschränkt sich auf gesicherte Aussagen zum Thema.



## Willkommen zur Zertifizierten Fortbildung bei Springer!

Das Zertifizierungsportal von Springer [cme.springer.de](http://cme.springer.de) bietet Ihnen neben der Online-Version der aktuellen Fort- und Weiterbildungsbeiträge auch die Möglichkeit, die Fragen am Ende dieses Beitrags online zu beantworten und somit wichtige Zertifizierungspunkte zu sammeln. Die Teilnahme ist kostenlos und beschränkt sich im Hinblick auf eine eindeutige Identifizierung auf Individualabonnenten der Zeitschrift.

Für diese Fortbildungseinheit erhalten Sie drei Fortbildungspunkte, wenn Sie 70% der Fragen richtig beantwortet haben bzw. Ihr Ergebnis nicht unter dem Durchschnitt aller Teilnehmer liegt. Zwei Tage nach Einsendeschluss können Sie die Auswertung und damit Ihre Teilnahmebestätigung unter [cme.springer.de](http://cme.springer.de) abrufen. Reichen Sie Ihre Teilnahmebestätigung zur Erlangung des freiwilligen Fortbildungszertifikats bei Ihrer zuständigen Ärztekammer ein.

Diese Initiative ist zertifiziert von der Landesärztekammer Hessen und der Nordrheinischen Akademie für Ärztliche Fort- und Weiterbildung und damit auch für andere Ärztekammern anerkennungsfähig.

Für Rückfragen stehen wir Ihnen jederzeit zur Verfügung:

**Springer-Verlag GmbH & Co. KG**  
**Redaktion Facharztzeitschriften**  
**CME-Helpdesk, Tiergartenstraße 17**  
**69121 Heidelberg**  
**E-Mail: [cme@springer.de](mailto:cme@springer.de)**

**[cme.springer.de](http://cme.springer.de)**

D. Winkler<sup>1</sup> · G. Strauß<sup>2</sup> · S. Hesse<sup>5</sup> · A. Goldammer<sup>1</sup> · M. Hund-Georgiadis<sup>3</sup> · A. Richter<sup>4</sup> · O. Sabri<sup>5</sup> · T. Kahn<sup>4</sup> · J. Meixensberger<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie, Universität Leipzig · <sup>2</sup>Klinik für HNO-Krankheiten, Universität Leipzig · <sup>3</sup>Max-Planck-Institut für Neuropsychologische Forschung, Leipzig · <sup>4</sup>Klinik für Diagnostische Radiologie, Universität Leipzig · <sup>5</sup>Klinik für Nuklearmedizin, Universität Leipzig

# Präoperative Bildgebung

## Grundlage der navigationsgestützten Neurochirurgie

### Zusammenfassung

Die bildgestützte Neurochirurgie erfährt mit der Entwicklung von Soft- und Hardware eine sprunghafte Akzeptanz. Zusätzliche Bilddaten dienen der Beurteilung von Charakter und Ausdehnung von pathologischen Prozessen und dem Umgebungsgewebe. In diesem Kontext sind fMRT, SPECT, PET und spezielle Modalitäten der CT- und MRT-Diagnostik zu nennen. Mittels sekundärer Bildbearbeitung können intrazerebrale Läsionen und benachbarte, funktionell eloquente Regionen im parenchymatösen Organ Gehirn prä- und intraoperativ detektiert werden. Die Integration verschiedener Bildinformationen garantiert eine präzise Planung und Realisierung von chirurgischen Manövern. Die Segmentierung interessierender Strukturen, von Risikostrukturen und deren Implementation in Systeme der Neuronavigation helfen, eine zusätzliche intraoperative Traumatisierung zu vermeiden, und bieten eine größere Sicherheit und Präzision. Mit diesem Artikel werden der Wert und die Grenzen präoperativer Bildagnostik diskutiert.

### Schlüsselwörter

Neuronavigation · fMRT · PET · SPECT · Brainshift

## Preoperative imaging as the basis for image-guided neurosurgery

### Abstract

With the progressive development of soft- and hardware, the acceptance of image-guided neurosurgery has increased dramatically. Additional image data are required to analyze the nature and the dimensions of pathological processes and the surrounding tissue. In this context, fMRI, SPECT, PET, as well as special modalities of CT and MR imaging, are routinely used. Secondary post-processing options are used to detect intracerebral lesions as well as adjacent functional eloquent regions in the parenchymatous organ pre- and intraoperatively. The integration of different image information guarantees the precise planning and realization of surgical maneuvers. The segmentation of interesting structures and risk structures, as well as their implementation in the neuronavigation systems, help to avoid additional intraoperative traumatization and offer a higher level of safety and precision. In this article the value and limitations of presurgical imaging will be discussed.

### Keywords

Neuronavigation · fMRI · PET · SPECT · Brain shift

**Die bildgestützte Neurochirurgie erfährt mit fortschreitender Hard- und Softwareentwicklung eine sprunghafte Akzeptanz. Sie bietet die Möglichkeit, intrakranielle Prozesse und benachbarte Regionen durch sekundäre Bildbearbeitungsalgorithmen sinnvoll zu visualisieren und operative Maßnahmen unter Schonung von Risikostrukturen präzise zu planen, durchzuführen und eine zusätzliche intraoperative Traumatisierung zu vermeiden.**

Mit der Entwicklung der Computertomographie in den 70er Jahren, der digitalen Bearbeitung konventioneller Röntgenaufnahmen (digitale Subtraktionsangiographie) sowie der MR-Tomographie wurden wesentliche Voraussetzungen der später folgenden computerassistierten Chirurgie (CAS) gelegt. Diese beinhaltet sowohl die präoperative Planung und Simulation als auch die computerassistierte chirurgische Intervention als auch perspektivisch die medizinische Robotik [1, 13, 32, 47, 60].

Die **► Darstellung anatomischer Verhältnisse** im intrakraniellen Raum führte zur Überlegung, präoperativ gewonnene computer- (CT) und magnetresonanztomographische (MRT) Daten in Verbindung mit geeigneten Computersystemen für die Planung, Simulation und Umsetzung des operativen Eingriffs (Neuronavigation) zu nutzen. Dies kommt den Erfordernissen einer **► exakten Operationsplanung** und einer hochpräzisen **► intraoperativen Orientierung** im parenchymatösen Organ Gehirn entgegen.

Das **► Funktionsprinzip** der Neuronavigation besteht darin, durch Verwendung von geeigneten, auf der Kopfhaut oder im Schädelknochen fixierten Markern den dreidimensionalen CT- bzw. MRT-Datensatz mit dem dreidimensionalen Raum des Operations Situs zu verbinden (Registrierung). Die Marker sollten über die Bildgebung detektierbar sein bzw. aus eindeutig identifizierbaren anatomischen Landmarkern bestehen. Entsprechend eigener Erfahrungen der markerbasierten Registrierung beträgt die Registrierungsungenauigkeit von 270 bisher durchgeführten und ausgewerteten neurochirurgischen, navigationsgestützten Tumorresektionen (Navigationssystem STP 4,0, Carl Zeiss) durchschnittlich 0,93 mm und differiert zwischen 0,34 mm und 1,87 mm. Sie entspricht damit den Erfahrungen anderer Anwender, wie Nimsky et al. [45]: 0,74–1,48 mm, Reinhardt et al. [49]: 2,5 mm, Krombach et al. [28]: 1,5–5,9 mm, Braun et al. [5]: 1,3 mm sowie Wagner et al. [60]: 2,4 mm. Zudem bieten spezielle Navigationssysteme die Option einer lasergestützten Oberflächenregistrierung, die keiner präoperativen Definition von Haut- bzw. anatomischen Markern bedarf und auf der Laserabtastung der Kopfhaut, speziell des Gesichts, basiert. Auf dem Prinzip der Registrierung von Aktiv- bzw. Passivmarkern gründet sich die zusätzliche Einbindung chirurgischer Instrumente, so genannter **► Tools** (Bipolator, Pinzetten, Sonden, Endoskope u. a.), einschließlich des Operationsmikroskops. Während des operativen Eingriffs werden diese über das Display der verwandten Workstation auf die korrespondierende Schicht im CT bzw. MRT projiziert [18, 58, 62]. Das Operationsmikroskop, speziell der jeweilige Fokuspunkt, dient dem Operateur außerdem als virtueller Zeiger, welcher sowohl die jeweilig operierte Ebene als auch das Sicht- und Aktionsfeld des Operateurs markiert. Jede intraoperative Lageänderung des Patienten wird im Zusammenspiel von **► Dynamic reference frame** und einer **► Infrarotsendeinheit** erkannt und bei der Wiedergabe der Operationssituation berücksichtigt. Diese Methodik gewährleistet eine während des operativen Eingriffs andauernde, räumliche Kompatibilität zwischen Patienten, Orientierungs- und Navigationshilfen.

Zur Lokalisation intrakranieller Läsionen sowie zur Planung des sich anschließenden navigationsgestützten Eingriffs werden präoperativ neben **► CT-Bildern** (Spiral-CT) bevorzugt **► 3D-MRT-Bilddaten** genutzt. In Fällen, in denen aus früheren Untersuchungen eine Kontrastanreicherung bekannt ist, wird Kontrastmittel gegeben. Mittels spezieller Softwareprogramme der verwendeten Navigationseinheit wird eine prä- und intraoperative **► Bildbearbeitung (post-processing)** möglich. Diese beinhaltet auch die Bildfusion (CT, MRT, Angiographie, PET, SPECT, fMRT, Ultraschall), welche automatisch mittels spezieller Fusionsalgorithmen oder manuell unter Nutzung von Haut- oder anatomischen Landmarkern realisiert wird.

#### ► Darstellung anatomischer Verhältnisse

- Exakte Operationsplanung
- Intraoperative Orientierung
- Funktionsprinzip

#### ► Tools

Methodik gewährleistet während operativem Eingriff räumliche Kompatibilität zwischen Patienten, Orientierungs- und Navigationshilfen

- Dynamic reference frame
- Infrarotsendeinheit

- CT-Bilder
- 3D-MRT-Bilddaten

- Bildbearbeitung (post-processing)

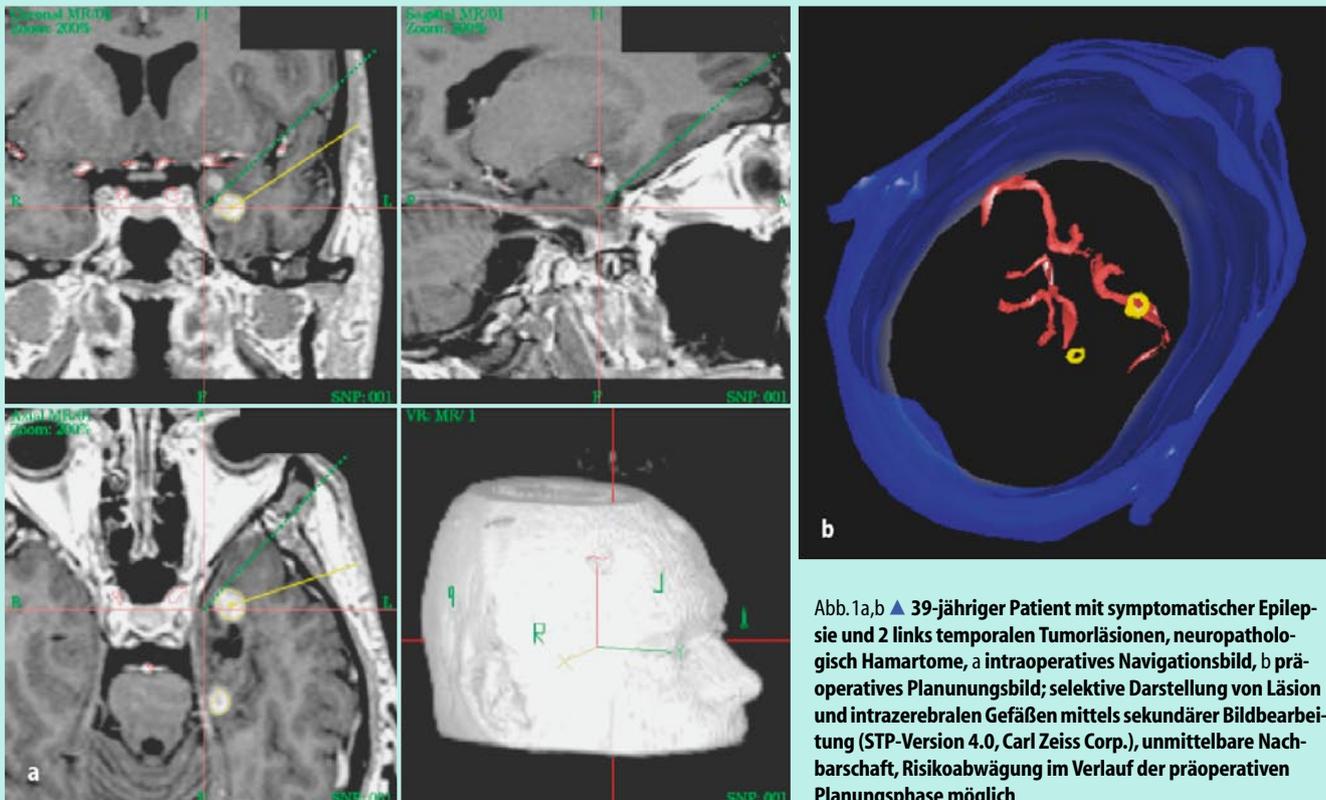


Abb. 1a,b ▲ 39-jähriger Patient mit symptomatischer Epilepsie und 2 links temporalen Tumorläsionen, neuropathologisch Hamartome, a intraoperatives Navigationsbild, b präoperatives Planungsbild; selektive Darstellung von Läsion und intrazerebralen Gefäßen mittels sekundärer Bildbearbeitung (STP-Version 4.0, Carl Zeiss Corp.), unmittelbare Nachbarschaft, Risikoabwägung im Verlauf der präoperativen Planungsphase möglich

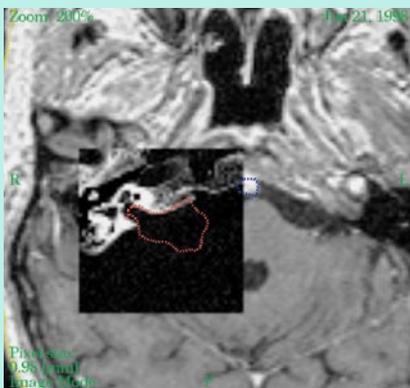


Abb. 2 ◀ Rechtsseitiges intra- und extramätral wachsendes Akustikusneurinom, 47-jähriger Patient, 6-monatige Hörminderung; Fusion von CT- und MRT-Bilddaten bei präoperativer Vorbereitung und operativer Planung zur besseren Beurteilung der knöchernen und Weichteilanteile, präoperative Festlegung der zur vollständigen Tumorresektion erforderlichen Eröffnung des Meatus acusticus internus

## Möglichkeiten der präoperativen Bildbearbeitung

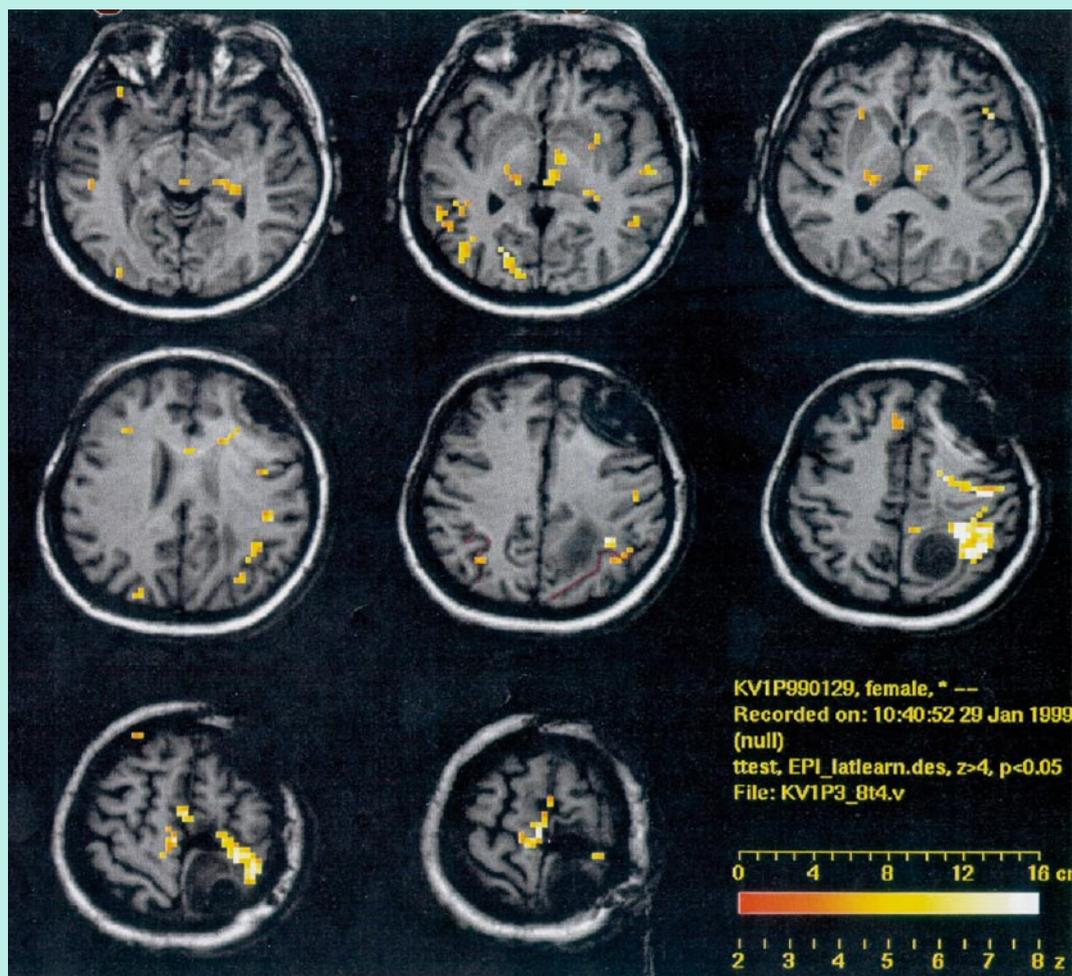
Entscheidender Vorteil der computergestützten Neurochirurgie gegenüber bisherigen konventionellen Operationsverfahren ist die Möglichkeit einer sekundären Bearbeitung präoperativ akquirierter Bilddaten. Diese erlauben eine exakte, dem Auflösungsvermögen der erstellten Bilddaten entsprechende, detailtreue Konturierung interessierender Strukturen und Regionen und eine virtuelle Zugangsplanung mit Definition von Ziel- und Eintrittspunkten.

Die präoperative Bearbeitung gewonnener Bildinformationen umfasst im Wesentlichen folgende Möglichkeiten:

- 3D- bzw. multimodale Schnittbilddarstellung
- selektive Konturierung bzw. Segmentierung anatomischer und pathologischer Strukturen (■ Abb. 1)
- Rotation vorher segmentierter Objekte und die damit verbundene umfassende Abbildung der jeweiligen Objekte in ihrer Umgebung

Präoperativ akquirierte Bilddaten können sekundär bearbeitet werden

Abb.3 ▶ fMRT einer 41-jährigen Patientin mit rechts zentralem Prozess (Meningeom), präoperativ beinbe-  
tonter Hemiparese links, postoperativ im Verlauf der Rehabilitation regredient; auf Grundlage der „Exercise-correlated voxels“-Pixel-  
farbe als Index für relative Signalintensität (rot>orange>gelb) funktionelle Datengewinnung (3 T, Bruker-MRT), durch Verknüpfung von anatomischem und funktionellem Datensatz bereits präoperativ enge räumliche Beziehung von Tumorläsion, funktionellem Areal und Sulcus centralis auffällig



- maßstabsgetreue Messung von Tumorumina
- Visualisierung des operativen Zugangswegs in den jeweiligen Raumebenen

#### ▶ Bildfusion

Dreidimensionale und multiplanare Wiedergabe sämtlicher Bildinformationen dient Visualisierung und Simulation des geplanten operativen Zugangswegs sowie der intraoperative Orientierungs- und Navigationshilfe

Entscheidender Vorteil der sekundären Bildbearbeitung ist die Möglichkeit der **▶ Bildfusion** ergänzender bildmorphologischer Zusatzinformationen, wie sie v. a. die funktionelle Bildgebung und emissionstomographische Daten bieten (▣ Abb. 2).

Die präoperative Implementierung von fMRT-Datensätzen zur Markierung von funktionell relevanten Arealen, v. a. des Motorkortex, etabliert sich mittlerweile zu einem Routineverfahren – im Gegensatz zur Integration von magnetenzephalographischen Daten (MEG) und denen der transkraniellen Magnetstimulation (TMS). Die Datenimplementierung von PET und SPECT bleibt dagegen speziellen Fragestellungen einzelner Zentren vorbehalten [4, 25, 45].

In der Gesamtheit dient die dreidimensionale und multiplanare Wiedergabe sämtlicher Bildinformationen der Visualisierung und Simulation des geplanten operativen Zugangswegs sowie als intraoperative Orientierungs- und Navigationshilfe [18, 19, 35, 38, 47, 51, 59, 64].

### Grundlagen und Aufnahmetechnik ausgewählter Untersuchungen

#### CT und MRT

Zur Lokalisation intrakranieller Läsionen sowie zur Planung des sich anschließenden navigationsgestützten Eingriffs werden präoperativ **▶ 3D-MRT-Bilddaten** akquiriert. Grundlage für die Erstellung der Datensätze ist in erster Linie ein 1,5-T-MRT. Zur An-

#### ▶ 3D-MRT-Bilddaten

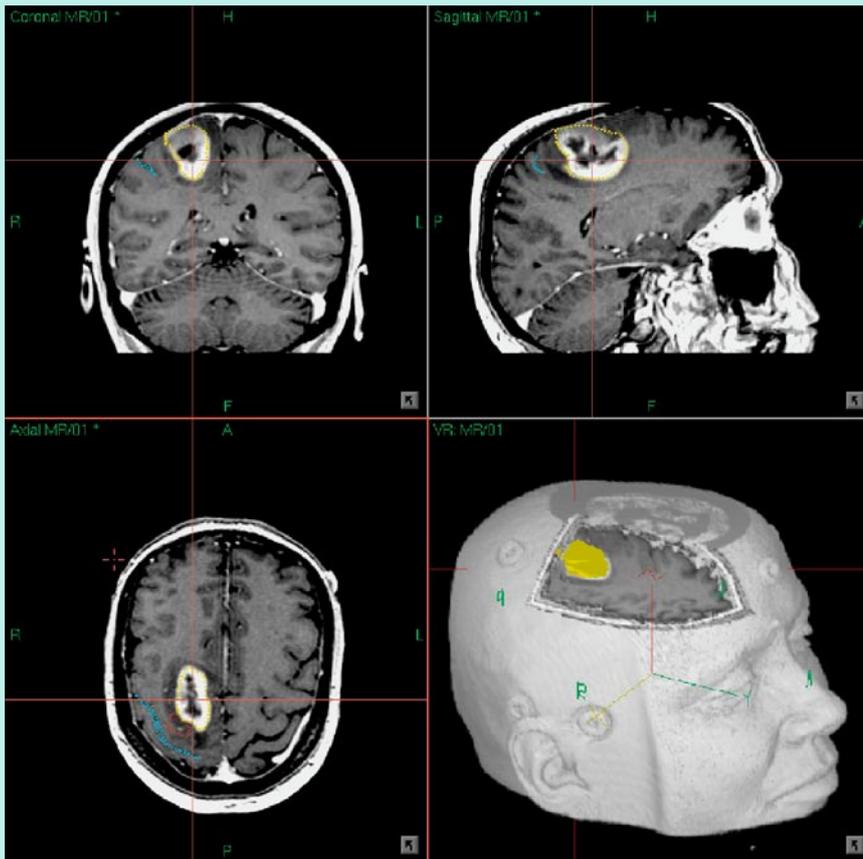


Abb. 4 ◀ Datenfusion von fMRT (Magnetom „Vision“, Siemens, Germany, 1,5 T) und 3D-MRT-Planungsdaten, deren Einbindung in Neuronavigation (STP-Version 4.0, Carl Zeiss Corp.) erfolgt automatisch bzw. semiautomatisch unter Nutzung anatomischer Landmarken bzw. Fusionsalgorithmen, Einspiegelung der interessierenden Läsionen (Tumor, Motorkortex, Sulcus centralis) erfolgt über jeweilige Kontur automatisch ins Sichtfeld des Operationsmikroskops, *gelbe Linie* Tumoreal, *blaue Linie* Sulcus centralis, *rote Linie* Motorkortex; operative Versorgung der (intraoperativer Screenshot) 54-jährigen Meningeompatientin mit klinisch auffälliger latenter Hemiparese rechts unter Implementation von fMRT-Daten navigationsgestützt ohne zusätzliche operationsassoziierte neurologische Defizite möglich; intraoperativ: elektrophysiologische Bestätigung und Markierung des Motorkortex mittels direkter kortikaler Stimulation, des Sulcus centralis mittels Phasenumkehr somatosensorischer evozierter Potenziale; neuropathologische Diagnostik: Sicherung eines meningotheomatösen Meningeoms

wendung kommen ▶ **T1-gewichtete Gradientenechosequenzen**. In Fällen, in denen aus früheren Untersuchungen eine Kontrastanreicherung bekannt ist, werden Gadoliniumkomplexe gegeben. Neben den üblichen Artefaktursachen in der MRT (Metallartefakte durch Clipmaterial, Zahnersatz usw.) sind bei den an sich relativ artefaktunanfälligen 3D-Sequenzen 2 Punkte zu beachten:

1. Messzeitbedingte (etwa 10 min) Bewegungsartefakte müssen mittels guter Kopffixierung und ggf. Sedierung reduziert werden.
2. Es ist ein ausreichend großes Field-of-view (FoV) zu wählen, um Einfaltungen in Ausleserichtung zu vermeiden.

Mittels einer speziellen Navigations- und Bildbearbeitungssoftware werden die gewonnenen, T1-gewichteten MR-Bilddaten (pro Patient etwa 250) prozessiert und mit zusätzlichen Bildinformationen (T2, CT, MRA, SPECT, PET, fMRT) fusioniert.

Grundlage für die computergestützte Planung ist die Akquisition von CT-Datensätzen; dies gilt insbesondere bei Patienten, bei denen sich eine MR-Diagnostik verbietet. Die Rohdaten werden mittels ▶ **Spiral-CT** (Single-detector-Technik: Slice 2 mm, Feed: 3 mm, 120 kV, 220 mA) gewonnen und in 1,5 mm Schichtdicke mit einem weichen Faltungskern rekonstruiert [4]. Durch die für 3D-Rekonstruktionen erforderliche geringe Schichtdicke kommt ein deutlich schlechteres ▶ **Signal-zu-Rausch-Verhältnis** (SNR) mit entsprechend eingeschränkter Bildqualität zum Tragen. Abhilfe kann hier nur eine nicht grundsätzlich gerechtfertigte Dosiserhöhung schaffen. Aufhärtings- oder Metallartefakte (z. B. durch Stereotaxieausrüstung) sind kaum beeinflussbar. Alternativ bietet die Multislice-CT verbesserte Rekonstruktionsmöglich-

#### ▶ T1-gewichtete Gradientenechosequenzen

Bewegungsartefakte sollten bei 3D-Sequenzen vermieden werden, ferner ist ein ausreichend großes Field-of-view (FoV) zur Vermeidung von Einfaltungen zu wählen

#### ▶ Spiral-CT

#### ▶ Signal-zu-Rausch-Verhältnis

- ▶ **BOLD(blood oxygen level dependent)-Kontrast**
- ▶ **Mapping**

Funktionelle Aktivierung wird bei Kontrastierung von sprachlicher oder motorischer Zielaufgabe mit Kontrollaufgabe messbar

- ▶ **Parameter**

- ▶ **Kooperation des Patienten**

Aktiviert Regionen sind Orientierungshilfen und Kriterium für Festlegung des operativen Zugangswegs und der Radikalität des Eingriffs.

Nutzung des fMRT erhöht Effizienz und Einsatzbreite der Neuronavigation

- ▶ **Intraoperative Validierung**

keiten bei gleichzeitiger Dosisreduktion; bei bekanntem Kontrastmittelenhancement kann zusätzlich ein nichtionisches Röntgenkontrastmittel verwendet werden.

## fMRT

Die funktionelle MRT, fMRT, ermöglicht die indirekte Messung neuronaler Aktivität über die Steigerung des regionalen Blutflusses und über Änderungen der Sauerstoffkonzentration des Blutes. Der ▶ **BOLD(blood oxygen level dependent)-Kontrast** bildet die Basis beim ▶ **Mapping** funktioneller Gehirnfunktionen mit fMRT: Während der Aktivierung von Neuronen eines kortikalen Areals durch Stimulation steigt die regionale lokale Durchblutung an. Auf diese Weise wird den Zellen mehr Sauerstoff zugeführt, ihr tatsächlicher Verbrauch ändert sich allerdings nur unwesentlich [31]. Dieser relative Anstieg des oxygenierten Hämoglobins in aktivierten Arealen führt zu einer Zunahme des fMRT-Signals [basierend auf der T<sub>2</sub>\*-Wichtung, Echo-Planar-Imaging-(EPI)-Sequenz].

Zur Vereinfachung werden Änderungen in der Signalintensität als Aktivierung bezeichnet. Die beobachteten Aktivierungen entsprechen weniger absoluten Aktivierungen aus einem Ruhezustand der Neuronen heraus, als vielmehr relativen Änderungen zwischen unterschiedlichen Aktivierungszuständen. So wird funktionelle Aktivierung messbar, wenn eine sprachliche [22] oder motorische [48] Zielaufgabe mit einer Kontrollaufgabe kontrastiert wird. Das Verfahren hat, je nach eingesetzter Sequenz und Anforderung, eine zeitliche Auflösung im Bereich von Sekunden und eine räumliche Auflösung im Bereich von Millimetern. Bildwiederholungszeiten, Schichtdicke und Schichtabdeckung während der fMRT-Messung sind dabei vom Untersucher je nach Fragestellung veränderbar. Für die prächirurgischen motorischen und sprachlichen Messungen sind auf einem 3-T-Gerät folgende ▶ **Parameter** üblich: 16 axiale Schichten, 19,2 cm FoV, 64×64 Matrix, 5 mm Schichtdicke, 2 mm interschichtintervall in AC-PC-Ausrichtung; für die EPI-Sequenz gelten folgende Parameter: TE=30 ms, TR=2 s, 90° Flipwinkel. Die Aktivierungsbilder entstehen als Ergebnis einer statistischen Nachverarbeitung der fMRT-Daten mit Programmprozeduren, die auf statistischem parametrischem Mapping (SPM) basieren und eine Koregistrierung von funktionellen und hoch auflösenden anatomischen Daten ermöglichen (■ Abb. 3).

Die fMRT-Untersuchung ist auf die ▶ **Kooperation des Patienten** angewiesen, der im räumlich engen MR-Scanner fixiert und unter beträchtlicher Lärmbelastung (bedingt durch die EPI-Sequenz) eine Sprach- oder Bewegungsaufgabe lösen muss. Kopfbewegungen führen zu Artefakten, die je nach Ausmaß eine sinnvolle Datenauswertung unmöglich machen können. Fehlende oder unzureichende Mitarbeit des Patienten haben sehr schwache fMRT-Signalanstiege zur Folge.

Die mittels fMRT-Bildgebung visualisierten aktivierten Regionen markieren – je nach Zielaufgabe – den motorischen, visuellen oder sprachlichen Kortex. Sie dienen dem Operateur als Orientierungshilfe und als entscheidendes Kriterium für die Festlegung des operativen Zugangswegs und der Radikalität des Eingriffs unter maximaler Schonung des Patienten und größtmöglichem Funktionserhalt. Die Nutzung des fMRT erhöht die Effizienz und Einsatzbreite der Neuronavigation, zumal eine bessere Abgrenzbarkeit zwischen Tumor und funktionellem Areal unter Schonung des Letztgenannten möglich wird [6, 8, 57, 59]. Hinsichtlich des Fusionsergebnisses zwischen fMRT und 3D-Bildgebung (Navigationsplanungsdatensatz) werden Genauigkeiten von <2 mm [45], 2,7 mm [5] und 1,7 mm [6] berichtet. Die methodisch bedingte Ungenauigkeit der fMRT von 3 mm ist der wesentliche Faktor der oben genannten Fusionsdifferenz [45]. Aufgrund der intraoperativ auftretenden Brainshift-assoziierten Dislokation der Hirnstrukturen ist die Anwendung der fMRT im Operationsverlauf kritisch zu bewerten.

Die Identifikation der Zentralregion, d. h. des Sulcus centralis mittels Phasenumkehr somatosensibler evozierter Potenziale (SSEP) bzw. des Motorkortex mittels direkter kortikaler Stimulation, dient u. a. der zusätzlichen ▶ **intraoperativen Validierung** der funktionellen Areale (■ Abb. 4).

Nach eigenen Untersuchungen von 51 Patienten mit einem zu versorgenden tumorösen Prozess im Bereich des Motorkortex gelangen bei allen untersuchten Patienten so-

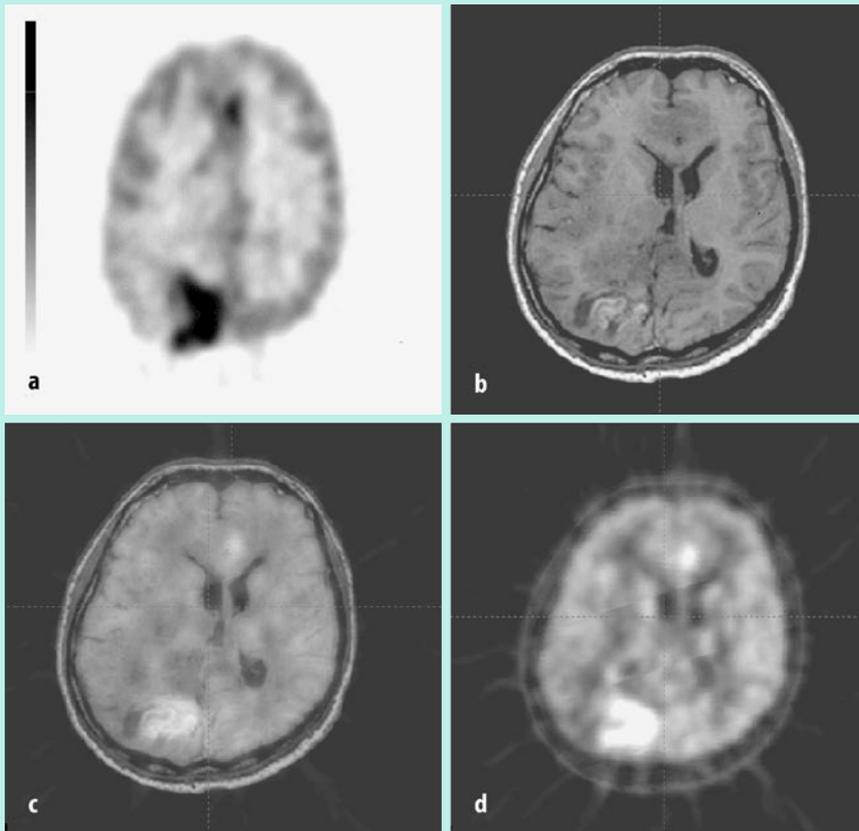


Abb.5a–d ◀ Zustand nach operativer Entfernung eines Oligodendroglioms, WHO II, 1992 und 1994 ohne nachfolgende Radiatio, routinemäßige klinische und bildmorphologische Kontrolle: aktuell Verdacht auf lokales Rezidiv rechts okzipital bei bereits vorbestehender zentraler Hemiparese links; präoperativ durchgeführte FDG-PET-Untersuchung: FDG-Mehranreicherung in Tumorregion sowie in kleinem Areal im linksseitigen mesialen Frontallappen, MR-morphologisch zunächst kein Tumoranhalt (a), aktuell durchgeführtes MRT (b) zur Navigationsplanung und Bildfusion (c,d), Fusionsprodukt beider Bildmodalitäten als Grundlage der geplanten navigationsgestützten Tumorresektion rechts okzipital, präoperativ mittels FDG-PET: Rezidiv vermutet, gliöse Narbe ausgeschlossen, Verdachtsdiagnose: postoperativ neuropathologisch bestätigt

wohl die präoperative Lokalisation der Zentralregion mittels fMRT als auch die Fusion anatomischer und funktioneller Bilddaten. Die bildmorphologisch visualisierten funktionellen Areale (Motorkortex) wurden bei 27 Patienten vor Tumorresektion mittels intraoperativem Monitoring (IOM) validiert. Im Rahmen dieser intraoperativen Validierung erfolgte die elektrophysiologische Lokalisation des Sulcus centralis mittels Phasenumkehr somatosensibel evozierter Potenziale (SSEP) bei 24 (88,9%) Patienten, die des Motorkortex mittels direkter kortikaler Stimulation bei 22 (81,5%) Patienten. Eine gute Korrelation zwischen funktionellen Bilddaten und IOM wurde für den Bereich des Sulcus centralis bei 21 (77,8%) Patienten, für den des Motorkortex bei 19 (70,4%) Patienten bzw. für beide Modalitäten bei 16 (59,3%) Patienten bestätigt.

Die Anwendung der fMRT-Bildgebung im Rahmen der navigationsgestützten Neurochirurgie sollte trotz der guten Korrelation von Bildgebung und Elektrophysiologie einer ständigen Prüfung ihrer Verwertbarkeit unterliegen. Limitierungen sind in der Methodik des jeweiligen Verfahrens zu suchen. Diese Verschiedenheit von funktioneller Bildgebung und IOM erklärt die Diskrepanz der jeweilig detektierten motorischen Areale bzw. aktivierten Muskelgruppen. So spiegeln die präoperativ akquirierten fMRT-Daten lediglich die mit der Aktivierung der Neuronen einhergehende Änderung von Hämodynamik und Sauerstoffkonzentration wider, während die mittels IOM stimulierten kortikalen Bahnen direkt zur Detektion des funktionellen Areals führen. Dieser Umstand impliziert aber ebenso, dass nur eine Stimulation der an der Kortexoberfläche exponierten Hirnareale möglich ist und die Oberfläche in der Tiefe der Sulci unberücksichtigt bleibt.

Die gleichzeitige Nutzung von fMRT und intraoperativer elektrophysiologischer Diagnostik stellt eine komplementäre Methode der Risikominimierung und exakten Operationsplanung und -realisierung dar, die Möglichkeiten beider diagnostischer Verfahren vereint.

### PET und SPECT

Ziel der präoperativen Datenfusion bei der Nutzung von PET und SPECT ist u. a. die Markierung stoffwechselaktiver Tumorareale, die am besten die Dignität des Hirntu-

Anwendung der fMRT-Bildgebung sollte trotz guter Korrelation von Bildgebung und Elektrophysiologie einer ständigen Prüfung ihrer Verwertbarkeit unterliegen

fMRT-Daten spiegeln Änderung von Hämodynamik und Sauerstoffkonzentration wider; mittels IOM stimulierte kortikale Bahnen führen direkt zur Detektion des funktionellen Areals

Die gleichzeitige Nutzung von fMRT und intraoperativer elektrophysiologischer Diagnostik stellt eine komplementäre Methode der Risikominimierung und exakten Operationsplanung und -realisierung dar

► **Funktionell-bildgebende Verfahren**

► **Auflösungsvermögen**

► **In-vivo-PET-Radiopharmazeutika**

► **Tumorstoffwechsel**

Visuelle Bewertung der FDG-PET durch den in der Bildinterpretation erfahrenen Begutachter stellt zuverlässigste Analyseverfahren bei Hirntumoren dar

► **Radioaktiv markierte Aminosäuren**

► **[<sup>18</sup>F]-Fluoroethyl-L-Tyrosin (FET)**

► **[<sup>123</sup>I]-Iod- $\alpha$ -Methyltyrosin (IMT)**

mors repräsentieren und somit maßgebend für das nachfolgende therapeutische Management und die Prognose verantwortlich sind. Bei SPECT und PET als ► **funktionell-bildgebende Verfahren** handelt es sich um nuklearmedizinische Methoden, die biochemische Prozesse in vivo abbilden und quantitativ erfassen können.

Das ► **Auflösungsvermögen** heutiger PET-Systeme beträgt 4,3–5 mm [7, 21]; das der SPECT-Systeme 7–8 mm bei hirndedizierten Systemen und 10 mm bei 3-Kopf-Kameras [39]. Die Fusionsungenauigkeit zwischen PET und 3D-Bildgebung soll <2 mm bzw. 4,3 mm, zwischen SPECT und 3D-Bildgebung <2 mm betragen [6, 21].

Als ► **In-vivo-PET-Radiopharmazeutika** werden hauptsächlich 2- [<sup>18</sup>F]Fluoro-2-Deoxy-D-Glukose (FDG) und <sup>15</sup>O-Wasser (H<sub>2</sub>[<sup>15</sup>O]) eingesetzt. Ersteres erfasst die im Tumor gesteigerte Glykolyse und erhöhte Expression der Glukosetransporter GLUT1 und GLUT3 [46]; Letzteres die hämodynamischen Parameter wie zerebralen Blutfluss (CBF) und Blutvolumen (CBV) sowie Veränderungen des oxidativen Metabolismus (Sauerstoffextraktionsrate, Oxygenierungsrate) [50]. Neue Marker der Tumorphoxie werden die diagnostische Qualität weiter verbessern helfen [33, 65].

Die Höhe des ► **Tumorstoffwechsels** kann durch relativ quantifizierende Verfahren (z. B. Tumor/Non-Tumor-Quotient) bestimmt werden, jedoch erlaubt die Tumorbiologie in der Regel keine ausreichend valide, absolut quantitative Abschätzung der Glukosemetabolisierungsrate in  $\mu\text{mol}/100\text{ g}/\text{min}$  mittels mathematischer Modelle [42].

Die visuelle Bewertung der FDG-PET durch den in der Bildinterpretation erfahrenen Begutachter stellt *zurzeit* noch die zuverlässigste Analyseverfahren bei Hirntumoren dar [23]. Der in diesen erhöhte FDG-Uptake korreliert mit dem Malignitätsgrad, wobei die geringe FDG-Mehranreicherung bei niedriggradigen Hirntumoren eine Abgrenzung vom übrigen Hirnparenchym prächirurgisch erschwert [11].

Mittels PET/SPECT und ► **radioaktiv markierten Aminosäuren** kann eine Steigerung des Aminosäuretransports und der Tumoreiweißsynthese dargestellt werden [24, 34]. Im Gegensatz zum FDG reichern sich diese Aminosäuren jedoch nicht in entzündlichen Prozessen an, sodass sie tumorspezifischer sind [29]. Für [<sup>14</sup>C]-markiertes Methionin konnte eine bessere Tumorcharakterisierung im Vergleich zum FDG in niedriggradigen Gliomen gezeigt werden [10]. Dieser Tracer ist jedoch aufgrund der kurzen Halbwertszeit an einen Einsatz am Ort des Zyklotrons gebunden.

Mit der Entwicklung von ► **[<sup>18</sup>F]-Fluoroethyl-L-Tyrosin (FET)** für PET und ► **[<sup>123</sup>I]-Iod- $\alpha$ -Methyltyrosin (IMT)** für SPECT [34, 61] (■ **Abb. 1**) ist auch hier eine vom Zyklotronstandort weitgehend unabhängige Anwendung möglich geworden. Das Natriumanalogon Thallium-201-([<sup>201</sup>Tl]-)Chlorid [12] und das ebenfalls von der nuklearmedizinischen Myokardperfusionsdiagnostik kommende [<sup>99m</sup>Tc]-Methoxyisobutylisonitril (MIBI) haben sich aufgrund strahlenphysikalisch-technischer Limitationen in der Bildqualität in der Neuroonkologie nicht generell durchgesetzt [9, 55].

Durch prätherapeutische Tumordiagnostik, Differenzialdiagnostik, Tumorgading und die Abgrenzung anaplastischer Areale von unspezifischer Inflammation, Nekrose und Ödem vor stereotaktischen Maßnahmen können Areale mit spezifischer kortikaler Funktion in der Umgebung des Hirntumors definiert werden [33]. Neben diesen Möglichkeiten stellt das funktionelle Brainmapping, z. B. mit H<sub>2</sub>[<sup>15</sup>O]- oder FDG-PET, eine gute Methodik dar [40, 41, 53, 56]: Bezüglich neurochirurgischer Operationsplanung können so eloquente Areale durch Überlagerung mit den anatomischen Schnittbildern in ihrer Lokalisation identifiziert und bei der Intervention neuronavigatorisch geschont werden [54]. Zudem ist anhand der FDG-PET oder PET mit radioaktiv markierten Aminosäuren eine Differenzierung von verbliebenem vitalem Tumorgewebe und Reparationsvorgängen/Narbe möglich. Das Abschätzen des Therapieansprechens bzw. des Überlebens gelingt bereits im frühen postoperativen Stadium zuverlässig, ebenso der Nachweis einer Tumorprogression [17, 30, 44] (■ **Abb. 5**).

### Vorteile und Grenzen der Neuronavigation

Das Verfahren der computer- bzw. navigationsgestützten Operationsplanung und -realisierung hat sich als sicher und zuverlässig erwiesen. Es dient, bei entsprechender Pra-

xiserfahrung, besonders der operativen Behandlung kleiner, schwer zu lokalisierender Läsionen (z. B. Kavernome oder Angiome), schwer zu lokalisierenden tumorösen bzw. pathologischen Prozessen sowie Prozessen in funktionell eloquenten Hirnarealen, wie z. B. von Tumoren der vorderen Schädelbasis. Eine kritische Abwägung des zusätzlich erforderlichen technischen, personellen und materiellen Aufwands und des erwarteten Nutzen der Versorgung ist jedoch im Vorfeld notwendig [8, 38, 52, 59, 64].

Darüber hinaus dient die Neuronavigation neben der Tumorlokalisierung und der nachfolgenden sparsamen Kraniotomie und Gewebetraumatisierung der selektiven Identifikation relevanter Knochen-, Gefäß- und Nervenstrukturen.

Trotz der hohen theoretischen und praktischen Genauigkeit der angewandten Navigationssysteme reflektieren diese lediglich ► **statische Verhältnisse**“, die auf präoperativ akquirierten Daten basieren. Während des Eingriffs können sich hirninnere Eigenschaften und das Operationsfeld verändern, z. B. durch Liquorverlust, Tumorsektion oder Zystenentleerung. Dies führt zu einer schwerkraftbedingten Verlagerung von Hirngewebe (► **Brainshift**) und damit zu einer mehr oder weniger stark ausgeprägten ► **Inkongruenz** zwischen präoperativen Datensätzen und aktuellem Operationssitus. Möglichkeiten, dieses Defizit zu kompensieren, sind die Anwendung des intraoperativen Ultraschalls, des intraoperativen CT und deren Fusion mit aktuellen Navigationsdaten und das interventionelle MR, welches die ► **Real-time-Wiedergabe** der aktuellen Operationssituation garantiert [63].

Ungeachtet hirninnere Eigenschaften sowie des intraoperativen Brainshift beinhaltet die navigationsgestützte Neurochirurgie ► **systemassoziierte Fehlerquellen**, die einer ständigen kritischen Bewertung bedürfen. Zu diesen technischen und praktischen Fehlern zählen die Genauigkeit des Lokalisationsvorgangs – wesentlich beeinflusst durch Zahl und Anordnung der Hautmarker sowie deren Abbildung im Verlauf der Bildakquisition – und die Genauigkeit sekundärer Bildbearbeitungsalgorithmen, bestimmt durch die Detailauflösung der genutzten Bilddaten, sowie die Funktionsgenauigkeit der Lokalisatorkamera [6, 16]. Als eine weitere mögliche Fehlerquelle wäre das Fusionsergebnis verschiedener Bildmodalitäten zu bewerten. Dieses kommt, bedingt durch differierende Schichtdicken, Aufnahmetechniken und zugrunde liegendem diagnostischem Prinzip, einem schichtidentischen Ergebnis im idealisierten Sinne allenfalls nahe, erreicht dieses aber praktisch nicht.

## Korrespondierender Autor

**Dr. D. Winkler**

Klinik für Neurochirurgie, Universität Leipzig, Liebigstraße 20, 04103 Leipzig  
E-Mail: wind@medizin.uni-leipzig.de

**Interessenkonflikt:** Keine Angaben

## Literatur

- Benabid AL, Lavalée S, Hoffmann D, Cinquin P, Démongeot J, Danel F (1992) Computer-driven robot for stereotactic neurosurgery. In: Kelly PJ, Kall BA (eds) Computers in stereotactic neurosurgery. Blackwell, Boston, pp 330–342
- Berlemann U, Langlotz F, Langlotz U, Nolte LP (1997) Computer-assisted orthopedic surgery. From pedicle screw insertion to further applications. Orthopäde 26: 463–469
- Berlemann U, Monin D, Arm E, Nolte LP, Ozdoba C (1997) Planning and insertion of pedicle screws with computer assistance. J Spinal Disord 10: 117–124
- Borojerdi B, Foltys H, Krings T, Spetzger U, Thron A, Töpper R (1999) Localization of the motor hand area using transcranial magnetic stimulation and functional magnetic resonance imaging. Clin Neurophysiol 110: 699–670
- Braun V, Dempf S, Tomczak R, Wunderlich A, Weller R, Richter HP (2000) Functional cranial neuronavigation. Direct integration of fMRI and PET data. J Neurosurg 92: 157–163
- Braun V, Dempf S, Tomczak R, Wunderlich A, Weller R, Richter HP (2001) Multimodal cranial neuronavigation: direct integration of functional magnetic resonance imaging and positron emission tomography data: technical note. Neurosurgery 48: 1178–1182
- Brix G, Zaers J, Adam LE, Bellemann ME, Ostertag H, Trojan H, Haberkorn U, Doll J, Oberdorfer F, Lorenz WJ (1997) Performance evaluation of a whole-body PET scanner using the NEMA protocol. National Electrical Manufacturers Association. J Nucl Med 38: 1614–1623
- Coenen VA, Krings T, Mayfrank L, Polin RS, Reinges MHT, Thron A, Gilsbach JM (2001) Three-dimensional visualization of the pyramidal tract in a neuronavigation system during brain tumor surgery: first experiences and technical note. Neurosurgery 49: 86–93
- Del Sole A, Falini A, Ravasi L, Ottobriani L, De Marchis D, Bombardieri E, Lucignani G (2001) Anatomical and biochemical investigation of primary brain tumours. Eur J Nucl Med 28: 1851–1857
- Derlon JM, Petit-Taboue MC, Chapon F, Beaudouin V, Noel MH, Creveuil C, Courtheoux P, Houtteville JP (1997) The in vivo metabolic pattern of low-grade brain gliomas: a positron emission tomographic study using <sup>18</sup>F-fluorodeoxyglucose and <sup>11</sup>C-L-methylmethionine. Neurosurgery 40: 276–287
- De Witte O, Levivier M, Violon P, Salmon I, Damhaut P, Wikler D Jr, Hildebrand J, Brotchi J, Goldman S (1996) Prognostic value positron emission tomography with [<sup>18</sup>F]fluoro-2-deoxy-D-glucose in the low-grade glioma. Neurosurgery 39: 470–476
- Dierckx RA, Martin JJ, Dobbelaier A, Crols R, Neetens I, De Deyn PP (1994) Sensitivity and specificity of thallium-201 single-photon emission tomography in the functional detection and differential diagnosis of brain tumours. Eur J Nucl Med 21: 621–633

### ► Statische Verhältnisse

### ► Brainshift

### ► Inkongruenz

### ► Real-time-Wiedergabe

### ► Systemassoziierte Fehlerquellen

13. Fankhauser H, Glauser D, Flury P, Pigué Y, Epitoux M, Favre J, Meuli RA (1994) Robot for CT-guided stereotactic neurosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg* 63: 93–98
14. Fox PT, Raichle ME (1986) Focal physiological uncoupling of cerebral blood flow and oxidative metabolism during somatosensory stimulation in human subjects. *Proc Natl Acad Sci* 83: 1140–1144
15. Frahm J, Merboldt KD, Hänicke W, Kleinschmidt A, Boecker H (1994) Brain or vein – oxygenation or flow? On signal physiology in functional MRI of human brain activation. *NMR Biomed* 7: 45–53
16. Ganslandt O, Steinmeier R, Kober H, Vieth J, Kassubek J, Romstöck J, Strauss C, Fahlbusch R (1997) Magnetic source imaging combined with image-guided frameless stereotaxy: a new method in surgery around the motor strip. *Neurosurgery* 41: 621–628
17. Glant MJ, Hoffman JM, Coleman RE, Friedman AH, Hanson MW, Burger PC, Herdon JE 2nd, Meisler WJ, Schold SC Jr (1991) Identification of early recurrence of primary central nervous system tumors by [<sup>18</sup>F]fluorodeoxyglucose positron emission tomography. *Ann Neurol* 29: 347–355
18. Gumprecht HK, Widenka DC, Lumenta CB (1999) BrainLab VectorVision neuronavigation system: technology and clinical experiences in 131 cases. *Neurosurgery* 44: 97–105
19. Haase J (1999) Neuronavigation. *Child Nerv Syst* 15: 755–757
20. Hefti JL, Epitoux M, Glauser D, Fankhauser H (1998) Robotic three-dimensional positioning of a stimulation electrode in the brain. *Comput Aided Surg* 3: 1–11
21. Herholz K, Reulen HJ, Stockhausen HM von, Thiel A, Ilmberger J, Kessler J, Eisner W, Yousry TA, Heiss WD (1997) Preoperative activation and intraoperative stimulation of language-related areas in patients with glioma. *Neurosurgery* 41: 1253–1262
22. Hund-Georgiadis M, Lex U, Cramon DY (2000) Language dominance assessment by means of fMRI: contributions from task design, performance, and stimulus modality. *J Magn Reson Imaging* 13: 668–675
23. Hustinx R, Smith RJ, Benard F, Bhatnagar A, Alavi A (1999) Can the standardized uptake value characterize primary brain tumors on FDG-PET? *Eur J Nucl Med* 26: 1501–1509
24. Jager PL, Vaalburg W, Pruim J, Vries EG de, Langen KJ, Piers DA (2001) Radiolabeled amino acids: basic aspects and clinical applications in oncology. *J Nucl Med* 42: 432–445
25. Kamada K, Takeuchi F, Kuriki S, Oshiro O, Houkin K, Abe H (1993) Functional neurosurgical simulation with brain surface magnetic resonance images and magnetencephalography. *Neurosurgery* 33: 269–273
26. Kelly PJ (1988) Volumetric stereotactic surgical resection of intra-axial brain mass lesions. *Mayo Clin Proc* 63: 1186–1198
27. Knauth M, Wirtz CR, Tronnier VM, Staubert A, Kunze S, Sartor K (1998) Intraoperative magnetic resonance tomography for control of extent of neurosurgical operations. *Radiologe* 38: 218–224
28. Krombach GA, Spetzger U, Rohde V, Gilsbach JM (1998) Intraoperative localization of functional regions in the sensorimotor cortex by neuronavigation and cortical mapping. *Comput Aided Surg* 3: 64–73
29. Kubota R, Kubota K, Yamada S, Tada M, Takahashi T, Iwata R, Tamahashi N (1995) Methionine uptake by tumor tissue: a microautoradiographic comparison with FDG. *J Nucl Med* 36: 484–492
30. Kuwert T, Woesler B, Morgenroth C, Lerch H, Schafers M, Palkovic S, Matheja P, Brandau W, Wassmann H, Schober O (1998) Diagnosis of recurrent glioma with SPECT and iodine-123-alpha-methyl tyrosine. *J Nucl Med* 39: 23–27
31. Kwong KK, Belliveau JW, Chesler DA, Goldberg IE, Weisskoff RM, Poncelet BP, Kennedy DN, Hoppel BE, Cohen MS, Turner R (1992) Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation. *Proc Natl Acad Sci USA* 89: 5675–5679
32. Laine T, Schlenzka D, Makitalo K, Tallroth K, Nolte LP, Viarius H (1997) Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer-assisted surgery. A prospective clinical trial of 30 patients. *Spine* 22: 1254–1258
33. Lammertsma AA, Wise RJ, Cox TCS, Thomas DGT, Jones T (1985) Measurement of blood flow, oxygen utilization, oxygen extraction ratio and fractional blood volume in human brain tumors and surrounding oedematous tissues. *Br J Radiol* 58: 725–734
34. Langen KJ, Pauleit D, Coenen HH (2002) 3-[<sup>123</sup>I]iodo-alpha-methyl-L-tyrosine: uptake mechanisms and clinical applications. *Nucl Med Biol* 29: 625–631
35. League D (1995) Interactive, image-guided, stereotactic neurosurgery systems. *AORN J* 61: 360–370
36. Levivier M, Wikler D Jr, Massager N, David P, Devriendt D, Lorenzoni J, Pirotte B, Desmedt F, Simon S Jr, Goldman S, Van Houtte P, Brotschi J (2002) The integration of metabolic imaging in stereotactic procedures including radiosurgery: a review. *J Neurosurg [Suppl]* 97: 542–550
37. Maciunas RJ, Galloway RL Jr, Latimer JW (1994) The application accuracy of stereotactic frames. *Neurosurg* 35: 682–695
38. Mehdorn HM, Schrader B, Nabavi A, Hempelmann R (2000) Neuronavigation im Bereich der Schädelbasis. *Laryngorhinootologie* 79: 404–411
39. Meyer PT, Sattler B, Lincke T, Seese A, Sabri O (2003) Investigating dopaminergic neurotransmission with 123I-FP-CIT SPECT: comparability of modern SPECT systems. *J Nucl Med* 44: 839–845
40. Meyer PT, Sturz L, Sabri O, Schreckenberger M, Spetzger U, Setani KS, Kaiser HJ, Büll U (2003) Preoperative motor system brain mapping using positron emission tomography and statistical parametric mapping: hints on cortical reorganisation. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 74: 471–478
41. Meyer PT, Sturz L, Schreckenberger M, Spetzger U, Meyer GF, Setani KS, Sabri O, Büll U (2003) Preoperative mapping of cortical language areas in adult brain tumour patients using PET and individual non-normalised SPM analyses. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* DOI 10.1007/s00259-003-1186-1
42. Mies G (1992) Measurement of in vivo glucose transport from blood to tissue of experimentally-induced glioma in rat brain. *J Neurooncol* 12: 13–23
43. Nabavi A, Manthei G, Blomer U, Kumpf L, Klinge H, Mehdorn HM. (1995) Neuronavigation. Computer-assisted surgery in neurosurgery. *Radiologe* 35: 573–577
44. Nelson SJ (1999) Imaging of brain tumors after therapy. *Neuroimaging Clin North Am* 9: 801–819
45. Nimsky C, Ganslandt O, Kober H, Möller M, Ulmer S, Tomandl B, Fahlbusch R (1999) Integration of functional magnetic resonance imaging supported by magnetencephalography in functional neuronavigation. *Neurosurgery* 44: 1249–1256
46. Nishioka T, Oda Y, Seino Y (1992) Distribution of glucose transporters in human brain tumors. *Cancer Res* 52: 3972–3979
47. Ostertag CB, Warnke PC (1999) Neuronavigation – Computerassistierte Neurochirurgie. *Nervenarzt* 70: 517–521
48. Rao SM, Binder JR, Bandettini PA, Hammeke TA, Yetkin FZ, Jesmanowicz A, Lisk LM, Morris GL, Mueller WM, Estkowski LD (1993) Functional magnetic resonance imaging of complex human movements. *Neurology* 43: 2311–2318
49. Reinhardt H, Trippel M, Westermann B, Gatzl O (1999) Computer aided surgery with special focus on neuronavigation. *Comput Med Imaging Graph* 23: 237–244
50. Rhodes CG, Wise RJ, Gibbs JM, Frackowiak RS, Hatazawa J, Palmer AJ, Thomas DG, Jones T (1983) In vivo disturbance of the oxidative metabolism of glucose in human cerebral gliomas. *Ann Neurol* 14: 614–626
51. Roessler K, Czech T, Dietrich W, Ungersboeck K, Nasel C, Hainfellner JA, Koos WT (1998) Frameless stereotactic-directed tissue sampling during surgery of suspect low-grade gliomas to avoid histological undergrading. *Minim Invasive Neurosurg* 41: 183–186
52. Schönherr B, Gräwe A, Meier U (1999) Qualitätssichernde Maßnahmen bei neurochirurgischen Operationen. *Z Arztl Fortbild Qualitätssich* 93: 273–280
53. Schreckenberger M, Spetzger U, Sabri O, Meyer PT, Zeggel T, Zimny M, Gilsbach J, Büll U (2001) Localisation of motor areas in brain tumour patients: a comparison of preoperative [<sup>18</sup>F]FDG-PET and intraoperative cortical electrostimulation. *Eur J Nucl Med* 28: 1394–1403
54. Sobottka SB, Bredow J, Beuthien-Baumann B, Reiss G, Schackert G, Steinmeier R (2002) Comparison of functional brain PET images and intraoperative brain-mapping data using image-guided surgery. *Comput Aided Surg* 7: 317–325
55. Soler C, Beauchesne P, Maatougui K, Schmitt T, Barral FG, Michel D, Dubois F, Brunon J (1998) Technetium-99m sestamibi brain single-photon emission tomography for detection of recurrent gliomas after radiation therapy. *Eur J Nucl Med* 25: 1649–1657
56. Steinmeier R, Sobottka SB, Reiss G, Bredow J, Gerber J, Schackert G (2002) Surgery of low-grade gliomas near speech-eloquent regions: brainmapping versus preoperative functional imaging. *Onkologie* 25: 552–557
57. Suess O, Kombos T, Hoell T, Baur S, Brock M (2000) A new cortical electrode for neuronavigation-guided intraoperative neurophysiological monitoring: technical note. *Acta Neurochir* 142: 329–332
58. Sure U, Hellwig D, Bertalanffy (2001) Incorrect vector after calibration of surgical instruments for image guidance. The problem and the solution: technical note. *Minim Invasive Neurosurg* 44: 88–91
59. Wagner W, Gaab MR, Schroeder HW, Piek J, Niendorf WR (2000) Neuronavigation in the central area: impact on different surgical steps related to the location of pathological process. *Zentralbl Neurochir* 61: 188–193
60. Wagner W, Gaab MR, Schroeder HWS, Tschilttschke W (2000) Cranial neuronavigation in neurosurgery: assessment of usefulness in relation to type and site of pathology in 284 patients. *Minim Invasive Neurosurg* 43: 124–131
61. Weber WA, Wester HJ, Grosu AL, Herz M, Dzewas B, Feldmann HJ, Molls M, Stöcklin G, Schwaiger M (2002) O-(2-[<sup>18</sup>F]fluoroethyl)-L-tyrosine and L-[methyl-<sup>11</sup>C]methionine uptake in brain tumours: initial results of a comparative study. *Eur J Nucl Med* 27: 542–549
62. Winkler D, Vitzthum HE, Seifert V (1999) Spinal marker – a new method to increase accuracy in spinal navigation. *Comput Aided Surg* 4: 101–104
63. Winkler D, Zimmermann M, Goldammer A, Raabe A, Trantakis C, Seifert V (1999) Quantitative analysis of intraoperative brainshift during tumor resection and biopsy in open MRI. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG (eds) Elsevier CARS'99. Elsevier, Amsterdam New York, pp 706–710
64. Wirtz CR, Tronnier VM, Bonsanto MM, Haßfeld S, Knauth M, Kunze S (1998) Neuronavigation. *Nervenarzt* 69: 1029–1036
65. Yetkin FZ, Mendelsohn D (2002) Hypoxia imaging in brain tumors neuroimaging. *Clin North Am* 12: 537–552

## Fragen zur Zertifizierung (nur eine Antwort ist möglich)

### 1. Folgende Aussagen zur

#### Neuronavigation sind richtig:

- I. Die Neuronavigation gestattet eine präoperative Planung des jeweiligen Eingriffs, einschließlich der Festlegung von Eintritts- und Zielpunkt sowie eine Detektion kreuzender Strukturen.
  - II. Die Anwendung der Neuronavigation bedarf einer kritischen intraoperativen Prüfung hinsichtlich der Genauigkeit und der Übereinstimmung mit anatomischen Landmarken.
  - III. Die Exaktheit und praktische Genauigkeit der Neuronavigation sind sowohl zu Beginn als auch am Ende der Operation identisch und bedürfen keiner Überprüfung.
  - IV Die so genannte „Brainshift“ ist eine theoretische Einflussgröße der navigationsgestützten Chirurgie am Hirn.
- a) Alle Antworten sind richtig.
  - b) Antworten I, II und IV sind richtig.
  - c) Antworten I, II und III sind richtig.
  - d) Antworten I und II sind richtig.
  - e) Antworten III und IV sind richtig.

### 2. Die sekundäre präoperative Bildbearbeitung ermöglicht:

- I. Konturierung von Ziel- und Risikostrukturen.
- II. 3D- und Schnittbilddarstellung.
- III. virtuelle Zugangsplanung, insbesondere in den 3 Raumebenen und entlang der Zugangstrajektorie.
- IV. schichtidentische Fusion mit anderen Bildmodalitäten (fMRT, MRT, CT, PET, SPECT, Angiographie).

- a) Alle Antworten sind richtig.
- b) Nur Antworten I, II und IV sind richtig.
- c) Nur Antworten I, II und III sind richtig.
- d) Nur Antworten I und II sind richtig.
- e) Nur Antworten II und IV sind richtig.

### 3. Eine optimale Akquisition von Navigationsplanungsdaten wird unter folgenden Kautelen erreicht:

- I. Verwendung von CT- bzw. MR-Kontrastmittel in ausreichender Dosierung zur Visualisierung von den Zugangsweg kreuzenden Gefäßstrukturen
  - II. beliebig wählbare Gantry-Kippung
  - III. Verwendung einer (so weit technisch realisierbar) minimalen Schichtdicke in der jeweiligen Modalität (CT, MRT)
- a) Alle Antworten sind richtig.
  - b) Nur Antworten I und II sind richtig.
  - c) Nur Antworten I und III sind richtig.
  - d) Nur Antworten II und III sind richtig.
  - e) Nur Antwort I ist richtig.

### 4. Der intraoperative „Brainshift“ im Rahmen von Tumoroperationen wird v. a. bedingt durch:

- I. Liquorverlust
  - II. Gravitation
  - III. hirnimmante Eigenschaften
  - IV. Tumormassenreduktion bzw. -resektion
  - V. Histologie des operierten Prozesses
- a) Alle Antworten sind richtig.
  - b) Nur Antworten I, II und IV sind richtig.
  - c) Nur Antworten I, II und III sind richtig.
  - d) Nur Antworten I–IV sind richtig.
  - e) Nur Antwort I ist richtig.

### 5. Möglichkeiten der Kompensation bzw. der Korrektur des intraoperativen „Brainshift“ sind:

- I. intraoperativer Ultraschall.
  - II. intraoperatives MRT.
  - III. intraoperatives CT.
  - IV. präoperative Fusion von Navigationsplanungsdaten mit anderen Bildmodalitäten (CT, MRT, fMRT, PET, SPECT, Angiographie).
- a) Alle Antworten sind richtig.
  - b) Nur Antworten I, II und IV sind richtig.
  - c) Nur Antworten I, II und III sind richtig.
  - d) Nur Antworten I und II sind richtig.
  - e) Nur Antwort IV ist richtig.

### 6. Folgende Aussagen zur fMRT-Bildgebung sind richtig:

- I. Grundlage der fMRT-Bildgebung und indirekten Visualisierung der neuronalen Aktivität ist der BOLD-Effekt.
  - II. Der BOLD-Effekt basiert allein auf Änderungen des CO<sub>2</sub>-Gehalts des Blutes.
  - III. Das funktionelle Areal der fMRT-Bildgebung entspricht in jedem Fall dem der direkten kortikalen Stimulation.
- a) Alle Antworten sind richtig.
  - b) Nur Antwort I ist richtig.
  - c) Nur Antwort II ist richtig.
  - d) Nur Antworten I und III sind richtig.
  - e) Nur Antwort III ist richtig.



### Wichtige Hinweise:

Geben Sie die Antworten bitte ausschließlich online über unsere Webseite ein: [cme.springer.de](http://cme.springer.de)  
Online-Einsendeschluss ist am **20.09.2004**.

Die Lösungen zu dieser Fortbildungseinheit erfahren Sie in der übernächsten Ausgabe an dieser Stelle.

Beachten Sie bitte, dass per Fax, Brief oder E-Mail eingesandte Antworten nicht berücksichtigt werden können.

Die Lösungen der Zertifizierten Fortbildung aus Ausgabe **5/2004** lauten:

**1d, 2a, 3b, 4e, 5c, 6c, 7d, 8a, 9c, 10b**

### 7. Welche Aussagen sind falsch?

- I. Mittels Phasenumkehr somatosensibler evozierter Potenziale (SSEP) erfolgt die Identifikation des Sulcus centralis.
  - II. Die direkte kortikale Stimulation dient u. a. der intraoperativen Lokalisation des motorischen Areals.
  - III. Die direkte kortikale Stimulation ist hinsichtlich ihres Ergebnisses in jedem Fall durch die fMRT ersetzbar.
- a) Alle Antworten sind falsch.
  - b) Antworten I und II sind falsch.
  - c) Nur Antwort III ist falsch.
  - d) Nur Antwort I ist falsch.
  - e) Nur Antwort II ist falsch.

### 8. Folgende Ergebnisse zur intraoperativen Validierung von fMRT mittels IOM sind richtig:

- I. Das mittels fMRT detektierte motorische Areal entspricht in jedem Fall dem des mittels direkter kortikaler Stimulation lokalisierten.
  - II. Die Lokalisation des Motorkortex mittels direkter kortikaler Stimulation wird vom intraoperativ auftretenden Brainshift beeinflusst.
  - III. fMRT und direkte kortikale Stimulation sind als komplementäre Verfahren zu betrachten
- a) Alle Antworten sind richtig.
  - b) Nur Antworten I und II sind richtig.
  - c) Nur Antworten I und III sind richtig.
  - d) Nur Antwort III ist richtig.
  - e) Nur Antwort II ist richtig.

### 9. Welchen Stellenwert besitzen nuklearmedizinische Methoden im prächirurgischen Management?

- I. SPECT und PET sind additive Verfahren, mit deren Hilfe sich die metabolische Tumorausdehnung erfassen lässt.
  - II. Die mittels dieser nuklearmedizinischen Verfahren mögliche In-vivo-Charakterisierung der biologischen Aggressivität von Hirntumoren erlaubt eine zuverlässige Lokalisation des Biopsieorts.
  - III. Die Höhe der Anreicherung von 2-[<sup>18</sup>F]Fluoro-2-Deoxy-D-Glukose (FDG) im Tumor lässt Rückschlüsse auf den Grad der Malignität des Tumors zu.
  - IV. Aufgrund der Verfügbarkeit wird hauptsächlich FDG zur Hirntumordiagnostik genutzt.
  - V. Eine Trennung von benignen und malignen Tumoren mittels Aminosäure-PET ist nicht in jedem Fall möglich.
- a) Alle Antworten sind richtig.
  - b) Antworten I, II, III und IV sind richtig.
  - c) Antworten I, II, III und V sind richtig.
  - d) Antworten II, III und V sind richtig.
  - e) Antworten II, IV und V sind richtig.

### 10. Welche Aussagen treffen zu?

- I. PET-Aktivierungsstudien vor der Operation können helfen, eloquente motorische Hirnareale zu identifizieren.
- II. Das Auflösungsvermögen moderner PET-/SPECT-Geräte wird mit weiteren technischen Verbesserungen das der konventionellen strukturellen Bildgebung erreichen.

- III. Neben funktionellen Parametern wie Perfusion, Blutvolumen und Sauerstoffextraktionsrate werden mittels PET/SPECT Vorgänge auf zellulärer Ebene registriert (molekulare Bildgebung).
  - IV. Die Höhe des Tumorstoffwechsels kann mit PET/SPECT absolut quantitativ erfasst werden.
  - V. Beide Verfahren sind prinzipiell in der Lage, zu unterscheiden, ob sich nach Operation bzw. Bestrahlung vitales Tumorgewebe im Narbengebiet befindet.
- a) Alle Antworten sind richtig.
  - b) Nur Antworten I, III und V sind richtig.
  - c) Nur Antworten I, III und IV sind richtig.
  - d) Nur Antworten II, III und V sind richtig.
  - e) Nur Antworten II, IV und V sind richtig.

### Neu: Hier finden Sie die Lösung!

Sie interessieren sich für die Lösungen zu den Beiträgen der Rubrik „Weiterbildung • Zertifizierte Fortbildung“? Diese können Sie für alle bereits abgelaufenen Fragebögen einsehen:

Bei [cme.springer.de](http://cme.springer.de) finden Sie unter dem Menüpunkt „Service“ – „Lösungen“ immer eine aktualisierte Liste. Auch die Lösungen älterer Beiträge oder anderer Zeitschriften können Sie dort mit Hilfe eines komfortablen Auswahlmensüs aufrufen.

**Viel Erfolg und Spaß bei der zertifizierten Fortbildung wünscht**

**Ihre Redaktion Fachzeitschriften  
Medizin/Psychologie**