

Journal für

# Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie

www.kup.at/  
JNeurolNeurochirPsychiatr

Zeitschrift für Erkrankungen des Nervensystems

**Intraoperative Bildgebung mit**

**1,5-Tesla-Hochfeld-Magnetresonanztomographie** **JNeurolNeurochirPsychiatr**

Nimsky C, Fahlbusch R, Ganslandt O

Keller B

*Journal für Neurologie*

*Neurochirurgie und Psychiatrie*

2005; 6 (1), 34-43

Homepage:

**www.kup.at/**

**Online-Datenbank  
mit Autoren-  
und Stichwortsuche**

Indexed in  
**EMBASE/Excerpta Medica/BIOBASE/SCOPUS**

Krause & Pachernegg GmbH • Verlag für Medizin und Wirtschaft • A-3003 Gablitz

P.b.b. 02Z031117M,

Verlagsort: 3003 Gablitz, Linzerstraße 177A/21

Preis: EUR 10,-

## ÖGSF Online-Fortbildung: **Veranstaltung der ÖGSF Schlaganfall - was sind die Aufgaben für den/die Allgemeinmediziner\*in**

21. Oktober 2021 17.00 bis 18.00 Uhr



**Referent:**  
**Prim. Ass. Prof. Dr. Karl Matz**  
Vorstand Abteilung für Neurologie  
Landeskrankenhaus Baden-Mödling

Jetzt online unter  
<https://bit.ly/2XFdSHK> anmelden

Onlineanmeldung



Die Teilnahme an dieser Fortbildungsveranstaltung ist Angehörigen der Fachkreise gemäß Pharmig VHC Artikel 2.2 vorbehalten und ist nicht übertragbar.

Wissenschaftlicher Fortbildungsanbieter:  
Österreichische Schlaganfall Gesellschaft, 1070 Wien

Mit freundlicher Unterstützung von  **Boehringer  
Ingelheim**

# Change.Pain:

*compact*  
PAIN FOR EXPERTS

## Virtuelle Fortbildung

### Themenschwerpunkte:

Schmerzmedizin | Palliativtherapie  
Migräne | Neuropathische Schmerzen

### Wissenschaftliche Leitung:

Prim. Univ.-Prof.  
Dr. Rudolf Likar, MSc

**Jetzt anmelden!**

**Do.,  
28.10.**  
17:00 – 20:00  
Uhr

**Fr.,  
29.10.**  
17:00 – 19:15  
Uhr



# Intraoperative Bildgebung mit 1,5-Tesla-Hochfeld-Magnetresonanztomographie\*

C. Nimsky, O. Ganslandt, B. v. Keller, R. Fahlbusch

*Intraoperative Hochfeld-Magnetresonanztomographie (MR-) Bildgebung ist sicher und zuverlässig. In den ersten beiden Jahren wurden insgesamt 348 Patienten untersucht; darunter waren 159 Kraniotomien, 57 Bohrlochoperationen und 132 Patienten, die über einen transsphe-noidalen Zugang operiert wurden. Hypophysentumoren, Gliome und pharmakoresistente Epilepsien waren die wesentlichen Indikationen für den Einsatz der intraoperativen Bildgebung. Der Vergleich der intra- und präoperativen Bildgebung ergab keine signifikanten Einschränkungen der intraoperativen Bildgebung, vielmehr entsprach die intraoperative Bildqualität derjenigen, die in der neuroradiologischen Routine erreicht wird. Die intraoperative Bildgebung führte bei insgesamt 28,7% aller Eingriffe zu einer Modifikation der operativen Strategie, d. h. zu einer Fortsetzung der Operation mit Erweiterung der Resektion oder Korrektur eines Katheters. Diese Zahlen sind für die Gruppe der Gliome und Hypophysenadenome mit 43% bzw. 36% noch wesentlich höher. Neben der rein anatomischen intraoperativen Bildgebung ermöglicht das Hochfeld-MR auch die funktionelle und metabolische Bildgebung und erlaubt so erweiterte Resektionen bei niedriger Morbidität.*

**Schlüsselwörter:** intraoperative MRI, Brain Shift, funktionelle Neuronavigation, intraoperative Qualitätskontrolle

**Intraoperative imaging with 1.5 Tesla high-field strength magnetic resonance tomography.** Intraoperative high-field magnetic resonance imaging (MRI) combined with microscope-based neuronavigation is a safe and reliable technique providing immediate intraoperative quality control. In the first two years 348 patients were investigated by intraoperative high-field MRI, among them 159 craniotomies, 57 burr hole procedures, and 132 patients that were operated on a transphenoidal approach. Pituitary tumor, glioma, and epilepsy surgery were the major indications. Comparing pre- and intraoperative image quality did not show any significant differences, i.e. intraoperative high-field MRI provides intraoperative anatomical images at a high quality that resembles the standard imaging quality of neuroradiological routine. Intraoperative imaging resulted in a modification of the surgical strategy in 28.7%; concerning glioma and pituitary adenoma surgery these rates were even higher with 43% and 36% respectively. Besides intraoperative anatomical imaging the application of high-field strength MRI allows to perform functional and metabolic imaging, allowing extended resections with low morbidity. *J Neurol Neurochir Psychiatr* 2005; 6 (1): 34–43.

**Key words:** intraoperative MRI, Brain Shift, functional Neuronavigation, intraoperative quality control

Die intraoperative Bildgebung erlaubt im Gegensatz zur subjektiven Einschätzung des Operateurs über das Ausmaß einer Resektion eine objektive Evaluierung und stellt somit eine unmittelbare intraoperative Qualitätskontrolle dar [1]. Erste Ansätze zur intraoperativen Bildgebung in den 1980er Jahren waren aufgrund der damals nur eingeschränkten Bildqualität ohne großen Erfolg geblieben. Es war zunächst versucht worden, Ultraschall und Computertomographie während einer Operation einzusetzen. Die Magnetresonanztomographie (MR-) Tomographie ist mittlerweile die Methode der Wahl in der präoperativen Diagnostik von Hirntumoren und Epilepsie. Das geschlossene Design und das starke Streumagnetfeld der ersten MR-Scanner verhinderten jedoch, daß diese auch im OP eingesetzt werden konnten. Mit der Entwicklung offener MR-Systeme erlebte das Konzept der intraoperativen Bildgebung Mitte der 1990er Jahre eine Renaissance [2–4].

Die ersten Konzepte basierten auf Magneten mit einer Feldstärke von bis zu 0,5 Tesla. Es zeigte sich, daß die intraoperative Anwendung der Magnetresonanztomographie in einer OP-Umgebung sicher und zuverlässig möglich ist, wenn auch die operativen Prozeduren zu einem gewissen Grad an die intraoperative Bildgebung angepaßt werden mußten [5–10]. Wesentlicher Bestandteil unseres Konzeptes war es von Anfang an, die intraoperative Bildgebung mit der mikroskopgestützten Navigation zu kombinieren, wobei

neben der rein anatomischen Navigation die funktionelle Navigation, d. h. die Integration funktioneller Daten aus Magnetoenzephalographie und funktioneller Magnetresonanztomographie eine immer wichtigere Rolle spielte [11–15]. In Zusammenarbeit mit der Universität Heidelberg und der Firma Siemens hatten wir einen 0,2-Tesla-MR-Scanner, der ursprünglich nur für diagnostische Zwecke konzipiert war, an die Operationsumgebung angepaßt [2, 3]. Insgesamt wurden in Erlangen von März 1996 bis Juli 2001 330 Patienten mit Hilfe der intraoperativen Niederfeld-MR-Bildgebung untersucht [10]. Zu den wesentlichen Indikationen zählten die Operation von Gliomen [7–9, 16, 17], von Hypophysentumoren [18–21], sowie die Epilepsiechirurgie [22–25]. Darüber hinaus erlaubte die intraoperative Bildgebung die Kompensation des sogenannten Brain Shift, d. h. es konnten die durch die Resektion und den Liquorverlust entstehenden intraoperativen Formveränderungen des Gehirns, die zu einer zunehmenden Ungenauigkeit der Navigation führen, durch eine Aktualisierung des Navigationssystems mit intraoperativen Bilddaten ausgeglichen werden [26–29].

Jedoch mußte man, im Vergleich der Bildqualität mit jener der diagnostischen Routine, die in der Regel mit Hochfeld-MR-Scannern erreicht wird, bei der intraoperativen MR-Bildgebung Abstriche in Kauf nehmen. Auch war es mit den intraoperativ eingesetzten Niederfeld-Scannern nicht möglich, weitere Untersuchungsmodalitäten, wie zum Beispiel die funktionelle Bildgebung, intraoperativ anzuwenden.

Bislang war nur an zwei Zentren versucht worden, Hochfeld-MR-Scanner im OP einzusetzen [30, 31]. So hatte die Gruppe um W. Hall und C. Truwit in Minneapolis einen Standard-1,5-Tesla-Scanner der Firma Philips an eine OP-Umgebung adaptiert [31, 32]. In Calgary ging die Gruppe von G. Sutherland gemeinsam mit der Firma IMRIS einen alternativen Weg und entwickelte einen speziell für die Be-

\* Nach einem Vortrag von R. Fahlbusch am 2. 10. 2004 im Rahmen der Jahrestagung der Österreichischen Gesellschaft für Neurochirurgie anlässlich des 40jährigen Bestehens der Wiener Universitätsklinik für Neurochirurgie.  
Aus der Neurochirurgischen Klinik, Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland  
Korrespondenzadresse: PD. Dr. Christopher Nimsky, Neurochirurgische Klinik, Universität Erlangen-Nürnberg, Schwabachanlage 6, D-91054 Erlangen; E-Mail: nimsky@nch.imed.uni-erlangen.de

dürfnisse eines OP konzipierten 1,5 Tesla-Scanner, wobei der Magnet an der Decke montiert ist und zur Bildgebung in die entsprechende Position gefahren wird [30, 33]. Die aktive magnetische Abschirmung moderner Hochfeld-Magneten führt dazu, daß die 5-Gauß-Linie relativ nah am Scanner verläuft und somit eine Integration dieser Scanner in den OP möglich erschien. Damit konnte unser Konzept der intraoperativen MR-Bildgebung mit Integration von mikroskopgestützter Neuronavigation, wie es bislang mit einem Niederfeld-Magneten realisiert war [34], auch mit einem Hochfeld-Magneten umgesetzt werden [35]. Die vorliegende Arbeit ist eine Übersicht über unsere Erfahrungen, die wir in den ersten beiden Jahren mit dem Einsatz der intraoperativen Hochfeld-MR-Bildgebung gewonnen haben.

## Patienten und Methoden

### *Patienten*

In den ersten beiden Jahren wurde die intraoperative Hochfeld-MR-Bildgebung bei insgesamt 348 Patienten eingesetzt. Darunter waren 109 Gliome, 112 Hypophysenadenome, 18 Kraniopharyngeomresektionen, 11 Kraniopharyngeom-Zystenpunktionen, 30 Patienten mit nicht-läsioneller pharmakoresistenter Epilepsie sowie 68 Patienten mit anderen Hirntumoren. Die Ethikkommission der Universität Erlangen-Nürnberg hatte die intraoperative Hochfeld-MR-Bildgebung bewilligt; alle Patienten hatten ihr schriftliches Einverständnis erteilt.

### *OP-Aufbau*

Der 1,5-Tesla-Magnetom Sonata Maestro Class Scanner ist in einem Hochfrequenz- (HF-) abgeschirmten Operationssaal

plaziert (Abb. 1). Ein drehbarer OP-Tisch (Trumpf, Saalfeld) ist so an den Scanner adaptiert, daß er die Aufnahme einer speziellen OP-MR-Untersuchungsliege ermöglicht. Der OP-Tisch kann in verschiedenen Positionen arretiert werden, die Haupt-OP-Position liegt bei 160°, der Kopf des Patienten ist dabei an der 5-Gauß-Linie positioniert. Sobald der Drehmechanismus arretiert ist, können sowohl die Höhe des Tisches als auch der Neigungswinkel und die Seitneigung verändert werden. Die Tischbewegungen werden über eine Kabelfernbedienung gesteuert. Lediglich die Drehung um die Tischachse zum Einschwenken des Tisches in die Achse des Scanners muß aus Sicherheitsgründen manuell erfolgen (Abb. 2). Zur Kopffixation bei Trepanationen ist ein MR-kompatibler 4-Punkt-Kopfhalter in die Kopfspule integriert. Das Oberteil der Kopfspule kann mit Hilfe der Plasmasterilisation sterilisiert werden. Sterile Adapter, die auf das Unterteil der Kopfspule geschraubt werden, gewährleisten die Möglichkeit der sterilen Abdeckung. Bei transspenoidalen Operationen, bei denen keine Kopffixation notwendig ist, kann die Bildgebung mit Hilfe einer u-förmig an den Kopf angepaßten Flex-Spule erfolgen.

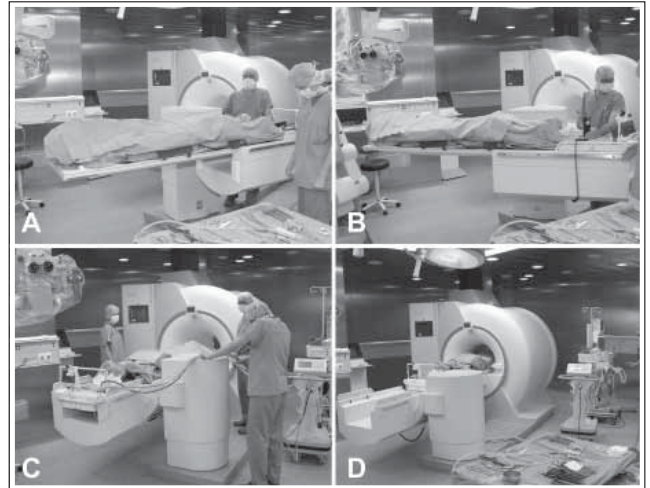
Über der Haupt-OP-Position ist eine Laminar-Airflow Zuluftdecke (Luwa, Frankfurt) angebracht. Dieses Deckenfeld ist von einem Neonleuchtstoffröhrenband zur optimalen Ausleuchtung umgeben, das vom Kontrollraum zur Messung ausgeschaltet werden kann. Der gesamte OP ist zusätzlich mit MR-kompatiblen Spot-Raumleuchten ausgestattet. An der Haupt-OP-Position sind zwei deckenmontierte OP-Leuchten (Heraeus Med, Hanau) installiert; an der zweiten OP-Position im Hoch-Magnetfeld können fahrbare MR-kompatible OP-Leuchten (Heraeus Med, Hanau) eingesetzt werden.



**Abbildung 1:** OP-Situation während einer transspenoidalen Operation eines Hypophysenadenoms. Der Operateur steht hinter dem Kopf des Patienten, der an der 5-Gauß-Linie gelagert ist. Abgesehen von dem Nasenspekulum, das zur intraoperativen Bildgebung verbleibt, kommen hier normale, d. h. nicht MR-kompatible Mikroinstrumente, zum Einsatz.

Zur Narkoseführung steht ein MR-kompatibler Servo 900 C (Siemens Medical Solutions, Erlangen) sowie MR-kompatibles Monitoring (Invivo research, Orlando, USA), das drahtlos über 2,4 GHz die Daten aus der HF-Kabine heraus überträgt, zur Verfügung. Die Perfusoren sind MR-kompatibel abgeschirmt [36]. Es stehen alle Standardgaszuleitungen in den Medienleisten an verschiedenen Stellen der HF-Kabine zur Verfügung, ebenso ist Druckluft zum Betrieb der Bohrer integriert. Die Medienschiene sind mit Steckdosen, die an verschiedene Stromkreise angeschlossen sind, ausgestattet, sodaß es möglich ist, über ein Schalttafel im Bedienraum des MR ausgewählte Steckdosen zur Messung auszuschalten und somit Artefakte einzelner Geräte zu verhindern.

Das NC4-Mikroskop (Zeiss, Oberkochen) ist an der linken Kopfseite außerhalb der 5-Gauß-Linie platziert. Zu den MR-Messungen wird es automatisch mit anderen potentiell störenden Geräten ausgeschaltet. Die Navigationsunterstützung erfolgt mit dem VectorVision Sky Navigationssystem (BrainLab, Heimstetten), das MR-kompatibel durch die Umsetzung auf Glasfaserübermittlung in die HF-Kabine integriert ist. Die Kamera, die die Position des Mikroskops und weiterer Instrumente verfolgt, ist deckenmontiert, ebenso wie der Touchscreen, mit dem die Navigation bedient wird. Die Dokumentation des Mikroskopvideos erfolgt mit Hilfe der Medimage-Software (Vepro, Pfungstadt) und parallel als Aufzeichnung auf handelsüblichen S-VHS-Bändern; beide Systeme sind im Bedienraum des MR lokalisiert. Auf der linken Kopfseite des Patienten sind darüber hinaus noch zwei Flachbildschirme (17,4" AS4431ID, Iyama, Nagano-Shi, Japan) an einem Deckenarm (Ondal, Hünfeld) montiert, auf denen unterschiedliche Signale, wie das Mikroskopbild, das Bild der MR-Konsole oder verschiedenste PC-Applikationen, dargestellt werden können. An der Medienleiste befindet sich noch eine umschaltbare PC-Konsole über Autoview200 (Avocent, München), mit der verschiedene PC-Systeme, u. a. auch die Videodokumentation und das Navigationssystem von innerhalb der HF-Kabine bedient werden können, eine identische Konsole findet sich im MR-Bedienraum. Daneben steht in der HF-Kabine noch eine fahrbare In-Room-MR-Konsole zur Bedienung des Scanners zur Verfügung.



**Abbildung 2:** Wenn sich der Operateur für die intraoperative Bildgebung entscheidet, wird der OP-Bereich steril abgedeckt und anschließend der OP-Tisch um 160° in den Scanner geschwenkt (A–D). Alle Leitungen der Anästhesie (Monitoringkabel, Infusionsschläuche, Beatmungsschlauch, etc.) werden über den Drehpunkt des Tisches geführt (C), so ist keine Modifikation von seiten der Anästhesie notwendig und es entsteht keine wesentliche Verzögerung durch den Patiententransport.

Die 5- und die 200-Gauß-Linien sind beide am Boden markiert, die 200-Gauß-Linie ist zusätzlich als mechanische Schwelle mit einer erhobenen Edelstahl-Leiste ausgeführt. Alle nicht voll MR-kompatiblen Geräte, wie zum Beispiel das Navigationsmikroskop und der höhenverstellbare Operateurstuhl, sind mechanisch an der HF-Kabinenwand gesichert. Die Instrumentiertische und Drehhocker sind voll MR-kompatibel (Trumpf, Saalfeld).

### **Bildgebung und Navigation**

Bei transspenoidalen Operationen werden zunächst koronale und sagittale T2-gewichtete HASTE- (half Fourier single shot turbo spin echo; Schichtdicke: 5 mm; FOV: 230 mm; TR, 1.000 ms; TE, 89 ms; Meßzeit: 25 s bei 5 Akquisitionen) Sequenzen gemessen, die einen schnellen Überblick erlauben. Anschließend werden T1-gewichtete Spinecho (Schichtdicke: 3 mm; FOV: 270 mm; TR: 450 ms; TE: 12 ms; Meßzeit: 4 min 57 s bei 4 Akquisitionen) und T2-gewichtete Turbo-Spine-Echo-Sequenzen (Schichtdicke: 3 mm; FOV: 230 mm; TR: 4.000 ms; TE: 97 ms; Meßzeit: 6 min 6 s bei 3 Akquisitionen) gemessen.

Bei der Resektionskontrolle von Gliomen kommen folgende Sequenzen zum Einsatz: T2-gewichtete Turbo-Spinecho (Schichtdicke: 4 mm; FOV: 230 mm; TR: 6.490 ms; TE: 98 ms; Meßzeit: 5 min 39 s bei 3 Akquisitionen), FLAIR (fluid attenuated inversion recovery; Schichtdicke: 4 mm; FOV: 230 mm; TR: 10.000 ms; TE: 103 ms; Meßzeit: 6 min 2 s), T1-gewichtete Spinecho (Schichtdicke: 4 mm; FOV: 230 mm; TR: 525 ms; TE: 17 ms; Meßzeit: 3 min 59 s bei 2 Akquisitionen) und EPI (echo planar imaging; Schichtdicke: 5 mm; FOV: 230 mm; TR: 9000 ms; TE: 85 ms; Meßzeit: 1 min 2 s). Nach dem Tumor in der präoperativen Bildgebung Kontrastmittel auf, so wird die T1-gewichtete Sequenz nach Gabe von 0,2 ml/kg Körpergewicht Gadolinium-Diethylenetriaminpentaacetat wiederholt. Abschließend wird eine 3-D-MPRAGE- (magnetization prepared rapid acquisition gradient echo sequence) Sequenz (Schichtdicke: 1,0 mm; FOV: 250 mm; TR: 2020 ms; TE: 4,38 ms, Meßzeit: 8 min 39 s) mit 1,0 mm isotroper Auflösung gemessen, die auch der grundlegende 3D-Datensatz der Navigation ist [27, 28]. Zur Resektionskontrolle im Rah-

men der Epilepsiechirurgie und bei den Bohrlochprozeduren (Biopsien/Katheter) wird ein verkürztes Protokoll gemessen.

Zur Navigation wird präoperativ ein 3D-Datensatz (siehe oben) gemessen. Mit diesem werden zusätzlich zu weiteren anatomischen Sequenzen auch funktionelle Informationen von Magnetoenzephalographie und funktioneller MR-Bildgebung registriert [11–15]. Zur Patientenregistrierung werden mindestens 5 ungeordnet angebrachte Hautfiducials mit einem Pointer identifiziert, anschließend wird zur Dokumentation der Navigationsgenauigkeit der sogenannte Target-Registration-Error bestimmt, wobei die Abweichung eines nicht zur Registrierung benutzten Fiducials gemessen wird. Neben den funktionellen Daten können auch Informationen aus der Diffusions-Tensor-Bildgebung sowie der MR-Spektroskopie mit in die Navigation integriert werden.

Zeigt die intraoperative Bildgebung einen Resttumor, können die intraoperativ erhobenen Bilddaten mit den präoperativen Daten registriert werden (ImageFusion, BrainLAB, Heimstetten, Deutschland) und damit ein sog. Update der Navigation vorgenommen werden, mit dem die Effekte des Brain Shift ausgeglichen werden. Dabei ist während der Operation keine erneute Patientenregistrierung notwendig, sofern sich der Kopf nicht im Koordinatensystem, d. h. relativ zur Kopfhaltung, bewegt hat.

## Ergebnisse

In den ersten beiden Jahren wurden 348 Patienten mit der Hochfeld-MR-Bildgebung untersucht, dabei handelte es sich um 57 Bohrloch-Prozeduren (Biopsien, Katheter), 132 transsphenoidale Operationen und 159 Kraniotomien.

In allen Fällen war die intraoperative Bildgebung technisch möglich. Lediglich in einem Fall kam es zu technischen Schwierigkeiten. Bei einer der ersten transsphenoidalen Operationen kam es bei dem Einsatz der Flexspule zu einem Bruch an der Kabelausführung, sodaß die Spule ausgetauscht werden mußte. Artefakte von seiten der OP-Umgebung wurden nicht beobachtet. Die Möglichkeit der zentralen Abschaltung der Leuchtstoffröhren und bestimmter Steckdosenleisten vom MR-Bedienraum aus erwies sich dabei als sehr hilfreich.

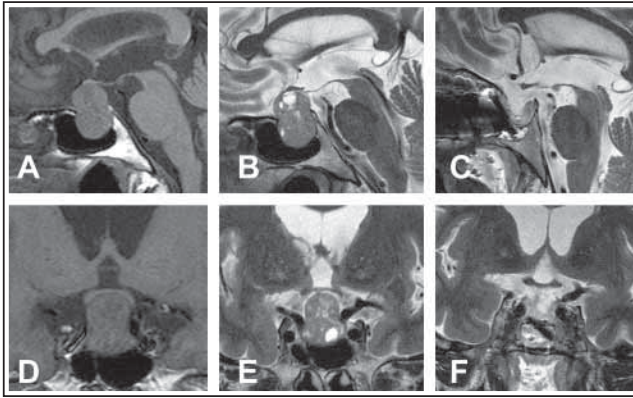
Es dauerte in der Regel weniger als 2 Minuten, bis nach der Entscheidung des Operateurs zur intraoperativen Bildgebung tatsächlich mit der Messung begonnen werden konnte. Da alle Anästhesieleitungen von und zum Patienten über den Drehpunkt des OP-Tisches laufen, traten von seiten der Anästhesie keine Verzögerungen auf. Verglichen mit dem früheren Aufbau mit dem Niederfeld-System ist eine deutliche Vereinfachung der Abläufe zur intraoperativen Bildgebung festzustellen, dies bedeutet eine deutliche Zeitersparnis.

Der dreh- und verstellbare OP-MR-Tisch erlaubte nahezu die gleiche Flexibilität wie normalerweise eingesetzte OP-Tische. Die in die Kopfspule integrierte Kopfhaltung ermöglichte zwar eine große Variabilität von Zugängen, jedoch ist der Zugang zur Trepanation durch den vermehrten Abstand des Kopfes von der Tischkante und die Spulenadapter eingeschränkt. Hier werden sicher noch Modifikationen notwendig sein. Die integrierte mikroskopbasierte Neuronavigation konnte mit einer sehr guten klinischen Applikationsgenauigkeit ohne Probleme eingesetzt werden, auch war ein Update der Navigation mit intraoperativen Bilddaten problemlos möglich.

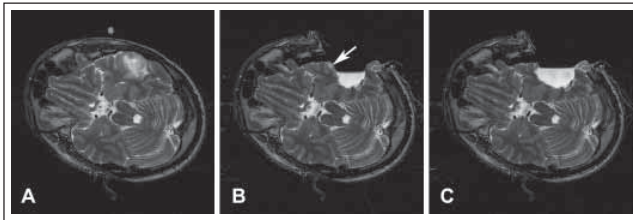
Die intraoperative Bildqualität ist eindeutig derjenigen der Niederfeld-Systeme überlegen. Es ist praktisch kein Unterschied zwischen der Qualität der prä- und intraoperativen Bildgebung zu erkennen. Neben der erhöhten Bildqualität ermöglicht der Hochfeld-Scanner wesentlich verkürzte Untersuchungszeiten, so daß innerhalb des gleichen Zeitraumes ein detaillierteres Sequenzprotokoll gemessen werden kann. Mit Hilfe der T2-gewichteten HASTE-Sequenzen (half Fourier single shot turbo spin echo) ist so z. B. bei der Resektionskontrolle von Hypophysenadenomen oftmals bereits nach wenigen Sekunden eine Aussage über das Ausmaß der Resektion möglich.

Die Beurteilung der intraoperativen Bilder wurde durch die gleichzeitige Darstellung der identischen prä- und intraoperativen Schichten erheblich vereinfacht. Waren keine identischen Schichten gemessen worden, weil zum Beispiel die präoperative Bildgebung bereits am Vortag erfolgt war, konnten prä- und intraoperative Bilddaten mit Hilfe der Navigationssoftware registriert werden, womit wieder eine gute Vergleichbarkeit möglich war.

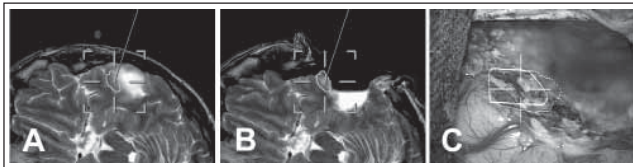




**Abbildung 3:** Intra- und suprasellär entwickeltes, hormoninaktives Hypophysenadenom bei einer 72-jährigen Patientin, die durch eine sekundäre Nebennierenrindensuffizienz aufgefallen ist. A/D: präoperative T1-gewichtete Bildgebung, B/E: präoperative T2-gewichtete Bildgebung mit einer erhöhten Detailgenauigkeit; C/F: die entsprechende intraoperative T2-gewichtete Bildgebung bestätigt die komplette Exstirpation.



**Abbildung 4:** Ein Anfall führte bei diesem 32-jährigen Patienten zur Diagnose eines rechts temporalen raumfordernden Prozesses, der in der T1-gewichteten Bildgebung hypointens imponierte und kein Kontrastmittel aufnahm. Es bestand der V.a. ein niedergradiges Astrozytom. Die intraoperative Bildgebung (B) zeigte einen kleinen Resttumor (weißer Pfeil), der dann nach einem Update der Navigation gezielt (siehe Abb. 5) entfernt werden konnte. Die erneute Bildgebung bestätigte die komplette Resektion. Die endgültige pathohistologische Untersuchung ergab ein Astrozytom WHO III (A–C: axiale T2-gewichtete Bilder).



**Abbildung 5:** Gleicher Patient wie in Abbildung 4; A & B zeigen die coregistrierten T2-gewichteten prä- und intraoperativen Aufnahmen, nach Segmentierung des Resttumors (Darstellung mit Hilfe des Navigationssystems; in den präoperativen Aufnahmen (A) ist die Position des Resttumors dargestellt, der in den intraoperativen Aufnahmen (B) segmentiert wurde); C: Mikroskopbild mit der Darstellung der Kontur des Resttumors, die sein zuverlässiges Auffinden und die gezielte Nachresektion ermöglicht.

Insgesamt führte bei 100 Patienten die intraoperative Bildgebung zu einer Modifikation der operativen Strategie, d. h. zu einer Erweiterung der Resektion, Modifikation einer Biopsiestelle oder der Korrektur eines Katheters.

Von den insgesamt 112 transsphe-noidal operierten Hypophysenadenomen erschien bei 89 aufgrund der Tumorkonfiguration eine komplette Entfernung auf transsphe-noidalem Wege möglich. In der Gruppe der nur teilweise entfernbaren Tumoren (n=23) wurde aufgrund der intraoperativen Bildgebung das Ausmaß der Resektion bei 10 Patienten (43%) noch erweitert, ohne jedoch eine komplette Resektion zu erzielen. In der Gruppe der Patienten, bei denen eine komplette Resektion angestrebt war, hatte die

Bildgebung in 63% (56 von 89) eine komplette Resektion bestätigt, hingegen zeigte sich bei 37% noch ein Resttumor. Bei 30 dieser 33 Patienten wurde die Operation fortgesetzt und noch weiter Adenomgewebe entfernt, wobei dadurch bei 23 eine Komplettierung erzielt werden konnte. Mit Hilfe der intraoperativen Bildgebung konnte somit die Anzahl der komplett resezierten Hypophysenadenome von 63% (56 von 89) auf 89% (79 von 89) gesteigert werden.

Ebenso wie bei den Hypophysenadenomen erlaubte die intraoperative Bildgebung bei der Operation von Kranio-pharyngeomen (11 Zystenpunktionen, 5 Trepanationen, 14 transsphe-noidale Eingriffe) eine zuverlässige Beurteilung des operativen Erfolges. Bei 5 der 11 Zystenpunktionen zeigte die Bildgebung eine Fehllage des Katheters, die durch die intraoperative Bildgebung korrigiert werden konnte. Die Fehllage war in allen Fällen durch ein Abgleiten und Ablenken des Katheters an der derben Craniopharyngeomkapsel bedingt.

Von insgesamt 79 Patienten mit Gliomen die reseziert wurden, zeigte die Bildgebung bei 24% initial eine komplette Resektion (19 von 79). Bei 11 weiteren Patienten konnte aufgrund der intraoperativen Bildgebung eine Komplettierung der Resektion erzielt werden; die Quote stieg somit auf 38% (30 von 79) an. Insgesamt 37% dieser Patienten (11 von 30) wurden nur durch die intraoperative Bildgebung komplett reseziert. Bei 26 Patienten wurde trotz eines nachgewiesenen Resttumors die Resektion nicht erweitert, da der Resttumor in eloquente Areale entwickelt war. Insgesamt wurde bei 43% (34 von 79) der Patienten die Resektion erweitert; dies führte zu einer signifikanten Volumenminderung des Resttumors [37]. Selbst in der Gruppe der Patienten, bei denen keine komplette Resektion angestrebt war, konnte in 47% (23 von 49) eine weitere Volumenreduktion durch die intraoperative Bildgebung erreicht werden.

Bei den übrigen Tumoren, wie auch im Rahmen der Operation bei pharmakoresistenter Epilepsie, erlaubte die intraoperative Bildgebung eine zuverlässige Beurteilung des Resektionsausmaßes. Bei der Epilepsiechirurgie („tailored resection“ bei Temporallappenepilepsien) konnte das tatsächliche Resektionsausmaß mit dem geplanten Ausmaß objektiv verglichen werden. Gleichzeitig ermöglichte die Bildgebung die exakte Lagevisualisierung von eingebrachten subduralen und hippocampalen Elektrodenstreifen. Über diese zuverlässige und objektive räumliche Zuordnung und Lokalisierung der einzelnen Elektrodenkontakte können möglicherweise Foci exakt in ihrem räumlichen Ursprung zurückgerechnet werden.

Bei den Bohrlochprozeduren konnte die tatsächliche Biopsiestelle genau mit der geplanten verglichen und so in allen Fällen eine sichere Aussage getroffen werden, daß Gewebe aus der Läsion zur pathologischen Untersuchung gewonnen worden war. Neben der Beurteilung des Ausmaßes einer Resektion oder der Positionierung eines Katheters oder einer Biopsiestelle war die intraoperative Bildgebung gleichzeitig eine Kontrolle zum Ausschluß von Komplikationen, wie zum Beispiel Nachblutungen. Nur in einem Fall zeigte die intraoperative Bildgebung eine signifikante Nachblutung, die dann noch in der gleichen Operation entfernt werden konnte.

Bei insgesamt 190 Patienten wurde neben der intraoperativen Bildgebung auch die Navigation angewendet. Bei 72 Patienten basierte die Navigation nicht nur auf rein anatomischen Daten, sondern es waren funktionelle Daten

zusätzlich in die Navigation integriert. Diese Kombination erlaubte weitergehende Resektionen bei niedriger Morbidität. In dieser Gruppe kam es nur bei 4 Patienten, d. h. 5,5%, zu einer neurologischen Verschlechterung. Bei 46 der navigierten Patienten (24,2%) wurden die intraoperativen Bilddaten zu einem Update der Navigation genutzt. In allen diesen Fällen war es möglich, den Resttumor sicher und zuverlässig zu identifizieren und weiter zu reduzieren.

In den Abbildungen 3–5 sind typische Beispiele für die intraoperative Hochfeld-MR-Bildgebung bei Hypophysenadenomen und Gliomen dargestellt.

## Diskussion

In den ersten beiden Jahren wurden 348 Patienten mit Hilfe der intraoperativen Hochfeld-MR-Bildgebung untersucht. Es kann sicher eine deutliche Verbesserung der intraoperativen Bildqualität konstatiert werden. Selbst der Vergleich mit den präoperativen Bildern läßt keine wesentliche Einschränkung erkennen. Es ist zu erwarten, daß die deutlich gesteigerte intraoperative Bildqualität zu einer noch zuverlässigeren Aussage über das Ausmaß einer Resektion, d. h. das Vorhandensein von Resttumor und dessen genaue Lokalisation führen wird.

Die intraoperative Hochfeld-MR-Bildgebung ist eine sichere und zuverlässige Technologie; bei keiner Operation beobachteten wir einen negativen Effekt des 1,5-Tesla-Magnetfeldes. Insbesondere kam es auch bei dem Einsatz normaler, d. h. nicht MR-kompatibler OP-Instrumente im 5-Gauß-Bereich zu keinen Zwischenfällen.

Im Vergleich der intraoperativen Praktikabilität ergab sich eine deutliche Verbesserung zu unseren vorherigen Konzepten [2, 10, 34], der Aufwand für die intraoperative Bildgebung ist jetzt in der Vorbereitung und intraoperativen Durchführung wesentlich geringer. Im Durchschnitt dauert es 2 Minuten von dem Moment an, in dem der Operateur beschließt, die intraoperative Bildgebung einzusetzen, bis zu dem Zeitpunkt, wo tatsächlich die Meßsequenz gestartet wird. Ein wesentlicher Vorteil des jetzigen Ablaufes ist, daß alle Anästhesieverbindungen zum Patienten über den Drehpunkt des OP-Tisches geführt werden und so keine Veränderungen zur Initiierung der intraoperativen Bildgebung, d. h. für das Einschwenken des Patienten in den Scanner, notwendig sind.

Mit Hilfe spezieller Sequenzen mit Meßzeiten von weniger als einer halben Minute können so zum Beispiel bei der Resektionskontrolle von Hypophysentumoren bereits nach weniger als 3 Minuten zuverlässige Aussagen getroffen werden, ob ein Tumor entfernt oder eine Fortführung der Operation notwendig ist. Auch ist der Einsatz der mikroskopgestützten Neuronavigation mit einer erheblich kürzeren Vorbereitungszeit verbunden. Hier erwarten wir uns von der gerade in Entwicklung befindlichen Möglichkeit einer automatischen Registrierung der Bilddaten nicht nur einen weiteren Zeitgewinn, sondern auch eine verbesserte klinische Applikationsgenauigkeit.

Im Hinblick auf die Kopffixation bei Trepanationen und den Einsatz verschiedener Spulen werden sicher in Zukunft noch Modifikationen notwendig sein, um die Ergonomie für den Operateur weiter zu verbessern. Hier wird durch die gerade kurz vor der ersten klinischen Erprobung stehende Kombination aus einer speziellen MR-kompatiblen Kopfhaltung und einer 2teiligen 8-Kanal-Kopfspule, die speziell

für die intraoperativen Anforderungen konzipiert wurde, eine weitere deutliche Verbesserung zu erwarten sein.

Insgesamt führte bei 100 Patienten, d. h. 28,7% aller Patienten, die intraoperative Bildgebung zu einer Modifikation der operativen Strategie, d. h. zu einer Erweiterung der Resektion, Modifikation einer Biopsiestelle oder der Korrektur eines Katheters. Betrachtet man die Hauptindikationen für die intraoperative Hochfeld-MR-Bildgebung, d. h. die Resektionskontrolle von Hypophysentumoren und Gliomen, so sind diese Zahlen mit 36% bzw. 43% noch deutlich höher.

Die intraoperative Hochfeld-MR-Bildgebung bei der transphenoidalen Operation von Hypophysentumoren erlaubte eine zuverlässige Beurteilung des Ausmaßes der Resektion nicht nur der suprasellären Tumoranteile, sondern in einem Großteil der untersuchten Patienten auch der intra- und parasellären Tumoranteile. Dies war mit den Niederfeld-Systemen bislang nicht möglich [21]. Durch die intraoperative Bildgebung konnte eine Steigerung der Rate der komplett entfernten Tumoren von 63% auf 89% erzielt werden. In der Gruppe der Hypophysentumoren, die aufgrund ihrer Konfiguration nicht komplett über einen transphenoidalen Zugang entfernt werden konnten, wurde bei 43% die Resektion aufgrund der Bildgebung noch erweitert, wenn auch keine komplette Resektion angestrebt wurde. Ebenso gut wie Hypophysenadenome war es auch möglich, die transsphenoidale wie auch transkraniale Resektion von Kraniopharyngeomen zu beurteilen. Ob die im Vergleich zu den Niederfeld-Systemen klar verbesserte Bildqualität auch dazu führen wird, daß die Rezidivquote sinkt, ist noch offen. Mit Hilfe der Niederfeld-Bildgebung war es nur möglich gewesen, größere Tumorreste zu identifizieren; kleinere Tumorinseln, die Ursprung für ein Kraniopharyngeom-Rezidiv sein konnten, entgingen der Bildgebung [38]. Besonders hilfreich hatte sich die Bildgebung bei der intraoperativen Kontrolle der Punktion zystischer Kraniopharyngeome erwiesen. Sie erlaubte die unmittelbare Kontrolle und Korrektur der Punktionsrichtung und ermöglichte so in allen Fällen eine befriedigende Zystendrainage.

Für die operative Therapie von Gliomen wird eine maximale Tumorentfernung bei Vermeidung von postoperativen neurologischen Defiziten angestrebt, die dann bei den höhergradigen Tumoren von einer kombinierten Radiochemotherapie gefolgt wird [39–41]. Die Kombination von funktioneller Navigation und intraoperativer Bildgebung ist in dieser Hinsicht besonders bedeutsam. Ein rein auf die Komplettierung einer Resektion fokussiertes Vorgehen würde zu zu hohen postoperativen Defiziten führen. Die gleichzeitig eingesetzte funktionelle Neuronavigation erlaubt die Identifikation von Risikostrukturen und schränkt somit aber auch das Ausmaß der Resektion ein. So ist verständlich, warum bei insgesamt 26 Patienten (33%) trotz eines eindeutigen Resttumors in der intraoperativen Bildgebung auf eine weitere Resektion verzichtet wurde. Bei 43% (34 von 79) der Gliompatienten wurde die Resektion hingegen fortgeführt, wobei dadurch bei insgesamt 38% aller Patienten eine komplette Resektion erzielt werden konnte. Selbst in der Gruppe der Patienten, bei denen keine komplette Resektion angestrebt war, führte die fortgesetzte Resektion in 47% der Fälle zu einer signifikanten Reduktion des Resttumorvolumens [37]. Bei den niedergradigen Gliomen besteht wenig Zweifel, daß sich ein übersehener Resttumor in ein Glioblastom umwandeln kann und so zu einer erheblichen Einschränkung der Lebenserwartung des Patienten führt [1]. Während lange Zeit die komplette Resektion höhergradiger Gliome im Hinblick



auf die Lebenserwartung skeptisch beurteilt wurde, mehrten sich in den letzten Jahren Berichte, die auch hier eine aggressive Therapie mit einer Maximierung der Resektion favorisieren, da diese mit einem verlängerten Überleben der Patienten assoziiert zu sein scheint [42–45].

Bei insgesamt 190 Patienten wurde neben der intraoperativen Bildgebung auch die mikroskopgestützte Navigation angewendet. Bei 46 der navigierten Patienten (24,2%) wurden die intraoperativen Bilddaten zu einem Update der Navigation genutzt, d. h. die intra- und nicht mehr die präoperativen Bilddaten waren dann Grundlage der Navigation. In allen diesen Fällen war es möglich, den Resttumor sicher und zuverlässig zu identifizieren und weiter zu entfernen. Durch den Update der Navigation konnte die durch den Brain Shift, d. h. durch die intraoperativ auftretenden Formveränderungen des Gehirns, verursachte Ungenauigkeit des Navigationssystems ausgeglichen werden [27–29]. Dieser Update der Navigation ist bislang ein rein anatomischer; d. h. präoperativ erhobene funktionelle Daten, die in die Navigation integriert waren, gehen durch den Update verloren. Die intraoperative Hochfeld-MR-Bildgebung eröffnet die Möglichkeit, diese funktionellen Daten während der Operation zu messen und so auch einen funktionellen Update der Navigation zu ermöglichen. Voraussetzung für die intraoperative funktionelle Bildgebung in Narkose ist zum Beispiel ein Paradigma der funktionellen Bildgebung, das auf einer elektrischen Stimulation peripherer Nerven beruht [46].

Bei 72 Patienten basierte die Navigation nicht nur auf rein anatomischen Daten, sondern es waren zusätzlich funktionelle Daten in die Navigation integriert [47]. Diese Kombination erlaubte weitergehende Resektionen bei niedriger Morbidität. In dieser Gruppe kam es nur bei 4 Patienten, d. h. 5,5%, zu einer neurologischen Verschlechterung. Bislang wurden mit Hilfe der funktionellen Neuronavigation mit Daten aus Magnetoenzephalographie und funktioneller MR-Bildgebung, eloquente kortikale Areale, wie die Sprachzentren und das Motor-Areal identifiziert; dies erlaubte erweiterte Resektionen bei niedriger Morbidität [11, 14, 15]. Um ein neurologisches Defizit zu vermeiden, genügt es jedoch nicht, die kortikalen Areale zu identifizieren und zu erhalten, es darf auch zu keiner Beeinträchtigung der damit verbundenen Fasersysteme, wie zum Beispiel der Pyramidenbahn in bezug auf das motorische System, kommen. Die Diffusions-Tensor-Bildgebung ermöglicht die Darstellung dieser Bahnsysteme [48, 49]. Diese Messungen sind mit der Hochfeld-MR-Bildgebung nicht nur prä-, sondern auch intraoperativ möglich und erlauben so die intraoperative Visualisierung von Lage- und Formveränderungen wichtiger Bahnsysteme [50]. Der Einsatz der MR-Spektroskopie zur verbesserten Abgrenzung eines Hirntumors gegenüber gesundem Gewebe und damit einer verbesserten Definition der Tumorgrenzen eröffnet neue Dimensionen in der operativen Tumorthherapie. Die Integration der Spektroskopiedaten in die Neuronavigation erlaubt eine genaue Korrelation der Spektroskopiebefunde mit dem histologischen Befund [51]. Die Durchführung intraoperativer spektroskopischer Messungen stellt bis dato eine noch unbefriedigend gelöste Herausforderung dar.

Neben den Indikationen, die im wesentlichen bislang durch die Erfahrungen mit dem Einsatz von Niederfeld-MR-Systemen definiert wurden, kommt der intraoperativen Hochfeld-MR-Bildgebung auch zum Beispiel im Rahmen von vaskulären Eingriffen eine Bedeutung zu. Mit Hilfe der MR-Angiographie kann nicht nur die komplette Ausschaltung eines Aneurysmas nachgewiesen werden, sondern es sollten

mit Hilfe der diffusionsgewichteten Bildgebung auch intraoperative Aussagen über die Durchblutung des versorgten Hirnareals möglich sein und somit eventuell eine Minderperfusion verhindert werden können [52]. Ebenso ist das Konzept offen für den Einsatz im Rahmen von spinalen Operationen, zum Beispiel bei der Resektion von komplizierten intramedullären Tumoren, oder der Drainage von Syringomyelien. Auch die Integration der roboterassistierten Chirurgie wird in der Zukunft eine Entwicklungsrichtung darstellen.

Es besteht wenig Zweifel, daß die intraoperative Bildgebung einen deutlichen Fortschritt im Hinblick auf eine unmittelbare intraoperative Qualitätskontrolle darstellt. Ob das Ziel einer Operation erreicht wurde, wird nicht erst nach der Operation mit Hilfe der postoperativen Bildgebung deutlich, die zum Beispiel bei den Hypophysentumoren oft erst zwei bis drei Monate nach der Operation zuverlässig möglich ist [21, 53], vielmehr erlaubt die intraoperative Bildgebung die unmittelbare objektive Kontrolle, so daß auch noch während des Eingriffes Modifikationen vorgenommen werden können.

Für die intraoperative Bildgebung stehen prinzipiell drei verschiedene bildgebende Modalitäten zur Verfügung: Ultraschall, Computertomographie und Magnetresonanztomographie. Neben den Vorkehrungen zur Reduktion der Strahlenbelastung, wie auch der notwendigen röntgenkompatiblen Kopfhaltung, hatte insbesondere der schlechte Weichteilkontrast der bisherigen Scanner dazu beigetragen, daß sich bislang in der Neurochirurgie der Einsatz der Computertomographie in einer Operationsumgebung nicht durchgesetzt hatte. Inwieweit moderne Scanner mit einer isotropen Ortsauflösung von weit unter 1 mm auch für den intraoperativen Einsatz in der Neurochirurgie geeignet sind, ist noch offen. Der Computertomographie kommt insbesondere bei der Beurteilung knöcherner Strukturen eine hohe Bedeutung zu; so ist ihr Einsatz im Rahmen der Wirbelsäulenchirurgie wie auch der Mund-Kiefergesichts Chirurgie von hohem Interesse. Der intraoperative Ultraschall, selbst mit modernsten Geräten, hat den Nachteil, daß die Beurteilung der Bilder sehr von der Erfahrung des Nutzers abhängt. Die Kombination von Ultraschallgeräten mit Navigationssystemen erleichtert die Bildinterpretation, da so präoperative MR-Aufnahmen registriert mit den intraoperativen Bildern dargestellt werden können. Jedoch liegen zum Einsatz des intraoperativen Ultraschalls trotz seiner weiten Verbreitung in vielen Neurochirurgischen Kliniken keine größeren Studien über die Beurteilung des Ausmaßes einer Resektion und Häufigkeit der Modifikation der Operation aufgrund der intraoperativen Bildgebung vor.

Die intraoperative MR-Bildgebung hingegen erlaubt durch den direkten Vergleich der präoperativen und intraoperativen Bilddaten in der gleichen Modalität die zuverlässigste Beurteilung. Zur Beurteilung von pathologischen Veränderungen des Gehirns und des Rückenmarks hat sich nicht ohne Grund die MR-Bildgebung in der präoperativen Routine durchgesetzt. Die MR-Technologie erlaubt ein weites Spektrum verschiedener MR-Scanner. Aus den vorliegenden Daten ist klar ersichtlich, daß die intraoperative Hochfeld-MR-Bildgebung der Niederfeld-Bildgebung im Hinblick auf die Bildqualität deutlich überlegen ist. Ob sich die deutlich bessere Bildqualität auch in einem verbesserten OP-Ergebnis für den Patienten, d. h. vollständigeren Resektion, geringeren Defiziten und letztendlich geringerer Rezidivquote und verlängertem Überleben niederschlägt, ist noch offen, jedoch sprechen die erhöhten Resektionsraten, die verbesserte Bildqualität, die kürzeren Meßzei-

ten und das deutlich erweiterte Untersuchungsspektrum der Hochfeld-Magneten mit den Möglichkeiten zur intraoperativen funktionellen Bildgebung mit funktioneller MR-Bildgebung und Diffusions-Tensor-Bildgebung sowie der Untersuchungsmöglichkeiten zum Metabolismus mit Hilfe der Spektroskopie eindeutig dafür.

Die weitere Entwicklung der intraoperativen MR-Bildgebung ist noch völlig offen. Bislang existiert, weder im Hinblick auf die Feldstärke noch auf das Scanner- und OP-Design, ein ideales System. Die aktuellen Entwicklungen reichen von mobilen Niederfeldsystemen mit 0,12 Tesla bis zu ersten Projekten mit Ultra-Hochfeld-MR bei 3 Tesla. Vielleicht werden kostengünstige bildgebende Systeme eine weite Verbreitung finden, wenn es gelingt, mit Hilfe mathematischer Modelle und Algorithmen komplexe präoperative Diagnostik mit einfacher, effizienter intraoperativer Diagnostik zu kombinieren, um so auf die aufwendige intraoperative Generierung von z. B. funktionellen Daten verzichten zu können.

Zur Zeit ist die intraoperative Hochfeld-MR-Bildgebung mit integrierter mikroskopgestützter Neuronavigation sicher die am weitesten entwickelte Methode, die eine zuverlässige intraoperative Kontrolle der unmittelbaren Auswirkungen einer Operation ermöglicht, wobei noch während des gleichen Eingriffes Konsequenzen, zum Beispiel im Sinne einer erweiterten Resektion, gezogen werden können. Insbesondere in bezug auf die Therapie von Gliomen kann jedoch diese Technologie mit ihren eindeutigen Verbesserungen der operativen Möglichkeiten nur ein Baustein einer komplexen Therapie darstellen, der alleine sicher nicht die tatsächliche Heilung dieser Tumoren ermöglichen werden wird.

#### Literatur:

- Bradley WG. Achieving gross total resection of brain tumors: intraoperative MR imaging can make a big difference. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002; 23: 348–9.
- Steinmeier R, Fahlbusch R, Ganslandt O, Nimsky C, Buchfelder M, Kaus M, et al. Intraoperative magnetic resonance imaging with the magnetom open scanner: concepts, neurosurgical indications, and procedures. A preliminary report. *Neurosurgery* 1998; 43: 739–48.
- Tronnier VM, Wirtz CR, Knauth M, Lenz G, Pastyr O, Bonsanto MM et al. Intraoperative diagnostic and interventional magnetic resonance imaging in neurosurgery. *Neurosurgery* 1997; 40: 891–902.
- Black PM, Moriarty T, Alexander III E, Stieg P, Woodard EJ, Gleason PL, et al. Development and implementation of intraoperative magnetic resonance imaging and its neurosurgical applications. *Neurosurgery* 1997; 41: 831–45.
- Schwartz RB, Hsu L, Wong TZ, Kacher DF, Zamani AA, Black PM, et al. Intraoperative MR imaging guidance for intracranial neurosurgery: experience with the first 200 cases. *Radiology* 1999; 211: 477–88.
- Seifert V, Zimmermann M, Trantakis C, Vitzthum HE, Kuhnel K, Raabe A, et al. Open MRI-guided neurosurgery. *Acta Neurochir (Wien)* 1999; 141: 455–64.
- Black PM, Alexander III E, Martin C, Moriarty T, Nabavi A, Wong TZ, et al. Craniotomy for tumor treatment in an intraoperative magnetic resonance imaging unit. *Neurosurgery* 1999; 45: 423–33.
- Schneider JP, Schulz T, Schmidt F, Dietrich J, Lieberenz S, Trantakis C, et al. Gross-total surgery of supratentorial low-grade gliomas under intraoperative MR guidance. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001; 22: 89–98.
- Wirtz CR, Knauth M, Staubert A, Bonsanto MM, Sartor K, Kunze S, et al. Clinical evaluation and follow-up results for intraoperative magnetic resonance imaging in neurosurgery. *Neurosurgery* 2000; 46: 1112–22.
- Nimsky C, Ganslandt O, Tomandl B, Buchfelder M, Fahlbusch R. Low-field magnetic resonance imaging for intraoperative use in neurosurgery: a 5 year experience. *Eur Radiol* 2002; 12: 2690–703.
- Kober H, Möller M, Nimsky C, Vieth J, Fahlbusch R, Ganslandt O. New approach to localize speech relevant brain areas and hemispheric dominance using spatially filtered magnetoencephalography. *Hum Brain Mapp* 2001; 14: 236–50.
- Kober H, Nimsky C, Möller M, Hastreiter P, Fahlbusch R, Ganslandt O. Correlation of sensorimotor activation with functional magnetic resonance imaging and magnetoencephalography in presurgical functional imaging: a spatial analysis. *Neuroimage* 2001; 14: 1214–28.
- Kober H, Nimsky C, Vieth J, Fahlbusch R, Ganslandt O. Co-registration of function and anatomy in frameless stereotaxy by contour fitting. *Stereotact Funct Neurosurg* 2002; 79: 272–83.
- Nimsky C, Ganslandt O, Kober H, Möller M, Ulmer S, Tomandl B, et al. Integration of functional magnetic resonance imaging supported by magnetoencephalography in functional neuronavigation. *Neurosurgery* 1999; 44: 1249–56.
- Ganslandt O, Fahlbusch R, Nimsky C, Kober H, Möller M, Steinmeier R, et al. Functional neuronavigation with magnetoencephalography: outcome in 50 patients with lesions around the motor cortex. *J Neurosurg* 1999; 91: 73–9.
- Bohinski RJ, Kokkino AK, Warnick RE, Gaskill-Shibley MF, Kormos DW, Lukin RR, et al. Glioma resection in a shared-resource magnetic resonance operating room after optimal image-guided frameless stereotactic resection. *Neurosurgery* 2001; 48: 731–44.
- Knauth M, Wirtz CR, Tronnier VM, Aras N, Kunze S, Sartor K. Intraoperative MR imaging increases the extent of tumor resection in patients with high-grade gliomas. *AJNR Am J Neuroradiol* 1999; 20: 1642–6.
- Martin CH, Schwartz R, Jolesz F, Black PM. Transsphenoidal resection of pituitary adenomas in an intraoperative MRI unit. *Pituitary* 1999; 2: 155–62.
- Pergolizzi RS jr, Nabavi A, Schwartz RB, Hsu L, Wong TZ, Martin C, et al. Intra-operative MR guidance during trans-sphenoidal pituitary resection: preliminary results. *J Magn Reson Imaging* 2001; 13: 136–41.
- Bohinski RJ, Warnick RE, Gaskill-Shibley MF, Zuccarello M, van Loveren HR, Kormos DW, et al. Intraoperative magnetic resonance imaging to determine the extent of resection of pituitary macroadenomas during transsphenoidal microsurgery. *Neurosurgery* 2001; 49: 1133–44.
- Fahlbusch R, Ganslandt O, Buchfelder M, Schott W, Nimsky C. Intraoperative magnetic resonance imaging during transsphenoidal surgery. *J Neurosurg* 2001; 95: 381–90.
- Schwartz TH, Marks D, Pak J, Hill J, Mandelbaum DE, Holodny AI, et al. Standardization of amygdalohippocampotomy with intraoperative magnetic resonance imaging: preliminary experience. *Epilepsia* 2002; 43: 430–6.
- Kaibara T, Myles ST, Lee MA, Sutherland GR. Optimizing epilepsy surgery with intraoperative MR imaging. *Epilepsia* 2002; 43: 425–9.
- Buchfelder M, Fahlbusch R, Ganslandt O, Stefan H, Nimsky C. Use of intraoperative magnetic resonance imaging in tailored temporal lobe surgeries for epilepsy. *Epilepsia* 2002; 43: 864–73.
- Buchfelder M, Ganslandt O, Fahlbusch R, Nimsky C. Intraoperative magnetic resonance imaging in epilepsy surgery. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 547–55.
- Nabavi A, Black PM, Gering DT, Westin CF, Mehta V, Pergolizzi RS, Jr., et al. Serial intraoperative magnetic resonance imaging of brain shift. *Neurosurgery* 2001; 48: 787–98.
- Nimsky C, Ganslandt O, Cerny S, Hastreiter P, Greiner G, Fahlbusch R. Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intraoperative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery* 2000; 47: 1070–80.
- Nimsky C, Ganslandt O, Hastreiter P, Fahlbusch R. Intraoperative compensation for brain shift. *Surg Neurol* 2001; 56: 357–64.
- Wirtz CR, Bonsanto MM, Knauth M, Tronnier VM, Albert FK, Staubert A, et al. Intraoperative magnetic resonance imaging to update interactive navigation in neurosurgery: method and preliminary experience. *Comput Aided Surg* 1997; 2: 172–9.
- Sutherland GR, Kaibara T, Louw D, Hoult DI, Tomanek B, Saunders J. A mobile high-field magnetic resonance system for neurosurgery. *J Neurosurg* 1999; 91: 804–13.
- Hall WA, Liu H, Martin AJ, Pozza CH, Maxwell RE, Truwit CL. Safety, efficacy, and functionality of high-field strength interventional magnetic resonance imaging for neurosurgery. *Neurosurgery* 2000; 46: 632–42.
- Hall WA, Martin AJ, Liu H, Nussbaum ES, Maxwell RE, Truwit CL. Brain biopsy using high-field strength interventional magnetic resonance imaging. *Neurosurgery* 1999; 44: 807–14.
- Kaibara T, Saunders JK, Sutherland GR. Advances in mobile intraoperative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery* 2000; 47: 131–8.
- Nimsky C, Ganslandt O, Kober H, Buchfelder M, Fahlbusch R. Intraoperative magnetic resonance imaging combined with neuronavigation: a new concept. *Neurosurgery* 2001; 48: 1082–91.
- Nimsky C, Ganslandt O, Keller v B, Romstöck J, Fahlbusch R. Intraoperative high-field magnetic resonance imaging: implementation and experience with the first 200 patients. *Radiology* 2004; 233: 67–78.
- Schmitz B, Nimsky C, Wendel G, Wienerl J, Ganslandt O, Jacobi K, et al. Anesthesia during high-field intraoperative magnetic resonance imaging - experience with 80 consecutive cases. *J Neurosurg Anesthesiol* 2003; 15: 255–62.

37. Nimsky C, Fujita A, Galloway RJ, Keller v B, Fahlbusch R. Volumetric assessment of glioma removal by intraoperative high-field magnetic resonance imaging. *Neurosurgery* 2004; 55: 358–71.
38. Nimsky C, Ganslandt O, Hofmann B, Fahlbusch R. Limited benefit of intraoperative low-field magnetic resonance imaging in craniopharyngioma surgery. *Neurosurgery* 2003; 53: 72–81.
39. Gupta T, Sarin R. Poor-prognosis high-grade gliomas: evolving an evidence-based standard of care. *Lancet Oncol* 2002; 3: 557–64.
40. Laws E. Surgical management of intracranial gliomas – does radical resection improve outcome? *Acta Neurochir* 2003; 85 (Suppl): 47–53.
41. Nicolato A, Gerosa MA, Fina P, Iuzzolino P, Giorgiutti F, Bricolo A. Prognostic factors in low-grade supratentorial astrocytomas: a uni-multivariate statistical analysis in 76 surgically treated adult patients. *Surg Neurol* 1995; 44: 208–23.
42. Albert FK, Forsting M, Sartor K, Adams HP, Kunze S. Early postoperative magnetic resonance imaging after resection of malignant glioma: objective evaluation of residual tumor and its influence on regrowth and prognosis. *Neurosurgery* 1994; 34: 45–61.
43. Chandler KL, Prados MD, Malec M, Wilson CB. Long-term survival in patients with glioblastoma multiforme. *Neurosurgery* 1993; 32: 716–20.
44. Lacroix M, Abi-Said D, Fourney DR, Gokaslan ZL, Shi W, DeMonte F, et al. A multivariate analysis of 416 patients with glioblastoma multiforme: prognosis, extent of resection, and survival. *J Neurosurg* 2001; 95: 190–8.
45. Obwegeser A, Ortler M, Seiwald M, Ulmer H, Kostron H. Therapy of glioblastoma multiforme: a cumulative experience of 10 years. *Acta Neurochir (Wien)* 1995; 137: 29–33.
46. Gasser TG, Sandalcioglu EI, Wiedemayer H, Hans V, Gizewski E, Forsting M, et al. A novel passive functional MRI paradigm for pre-operative identification of the somatosensory cortex. *Neurosurg Rev* 2004; 27: 106–12.
47. Nimsky C, Ganslandt O, Fahlbusch R. Functional neuronavigation and intraoperative MRI. *Adv Tech Stand Neurosurg* 2004; 29: 229–63.
48. Hendler T, Pianka P, Sigal M, Kafri M, Ben-Bashat D, Constantini S, et al. Delineating gray and white matter involvement in brain lesions: three-dimensional alignment of functional magnetic resonance and diffusion-tensor imaging. *J Neurosurg* 2003; 99: 1018–27.
49. Clark CA, Barrick TR, Murphym, Bell BA. White matter fiber tracking in patients with space-occupying lesions of the brain: a new technique for neurosurgical planning? *Neuroimage* 2003; 20: 1601–8.
50. Nimsky C, Ganslandt O, Hastreiter P, Wang R, Benner T, Sorensen A, et al. Intraoperative diffusion tensor imaging: shifting of white matter tracts during neurosurgical procedures – initial experience. *Radiology* 2005; in press.
51. Stadlbauer A, Moser E, Gruber S, Nimsky C, Fahlbusch R, Ganslandt O. Integration of biochemical images of a tumor into frameless stereotaxy achieved using a magnetic resonance imaging/magnetic resonance spectroscopy hybrid data set. *J Neurosurg* 2004; 101: 287–94.
52. Sutherland GR, Kaibara T, Wallace C, Tomanek B, Richter M. Intraoperative Assessment of Aneurysm Clipping Using Magnetic Resonance Angiography and Diffusion-weighted Imaging: Technical Case Report. *Neurosurgery* 2002; 50: 893–8.
53. Dina TS, Feaster SH, Laws ER, Davis DO. MR of the pituitary gland postsurgery: serial MR studies following transsphenoidal resection. *AJNR* 1993; 14: 763–9.



**Privatdozent Dr. Christopher Nimsky**

*Studium der Humanmedizin an der Universität Heidelberg bis 1989. Absolvierung der neurochirurgischen Ausbildung an der Neurochirurgischen Klinik der Universität Erlangen-Nürnberg, hier als geschäftsführender Oberarzt tätig. Im Jahr 2000 als Gastwissenschaftler an den Neurochirurgischen Kliniken der Tokyo Women's University und der Universität Osaka tätig, 2001 Habilitation über die intraoperative Anwendung der Magnetresonanztomographie in der Neurochirurgie.*

*Wissenschaftliche Schwerpunkte: auf dem Gebiet der Computer-Aided Surgery, der intraoperativen Bildgebung und der funktionellen Bildgebung. Verantwortlich für die intraoperative Anwendung der Hochfeld-Magnetresonanztomographie, Leiter des Bereiches Bildgebung und Bildverarbeitung des interdisziplinären Neurozentrums der Kopfambulanz der Universität Erlangen-Nürnberg.*



# Mitteilungen aus der Redaktion

## Besuchen Sie unsere zeitschriftenübergreifende Datenbank

[Bilddatenbank](#)

[Artikeldatenbank](#)

[Fallberichte](#)

## e-Journal-Abo

Beziehen Sie die elektronischen Ausgaben dieser Zeitschrift hier.

Die Lieferung umfasst 4–5 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Unsere e-Journale stehen als PDF-Datei zur Verfügung und sind auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

[Bestellung e-Journal-Abo](#)

## Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

[Impressum](#)

[Disclaimers & Copyright](#)

[Datenschutzerklärung](#)