

Intraoperative Bildverarbeitung zur Verbesserung MRT-gestützter Interventionen Erweiterung auf nicht-neurochirurgische Anwendungen

Harald Busse¹, Michael Moche¹, Matthias Seiwerts¹, Jens-Peter Schneider¹,
Arno Schmitgen², Friedrich Bootz³, Roger Scholz⁴ und Thomas Kahn¹

¹ Klinik für Diagnostische Radiologie, Universität Leipzig, 04103 Leipzig

² Fraunhofer-Institut für Angewandte Informationstechnik, 53457 St. Augustin

³ Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde / Plastische Operationen,
Universität Leipzig, 04103 Leipzig

⁴ Orthopädische Klinik, Universität Leipzig, 04103 Leipzig
Email: busse@medizin.uni-leipzig.de

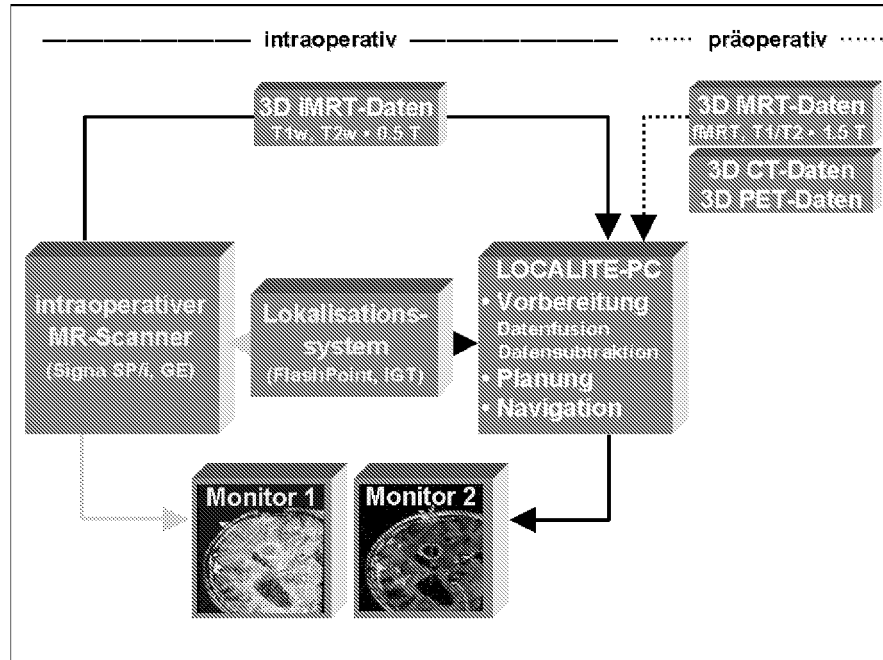
Zusammenfassung. Neben der prä- und postoperativen Diagnostik wird die MRT auch zunehmend zur Navigation therapeutischer Maßnahmen eingesetzt. In einem vertikal offenen MRT-System können Intervention und Bildgebung ohne zwischenzeitliche Umlagerung des Patienten durchgeführt werden. Die fortlaufende Bildgebung genügt jedoch nicht immer den Anforderungen an eine zielgenaue und schnelle Navigation. Daher wurde in eine vorhandene iMRT-Umgebung ein in dieser Hinsicht verbessertes Navigationssystem auf PC-Basis implementiert und klinisch eingesetzt. Im Gegensatz zur herkömmlichen Navigation auf der Basis präoperativer Daten erlaubt das erweiterte System eine intraoperative Aktualisierung der Referenzdaten und somit auch einen Einsatz in verschieblichen Organen.

1 Einleitung

Für die Planung, Steuerung und Kontrolle minimal-invasiver Eingriffe werden zunehmend bildgebende Verfahren, wie z.B. MRT, CT, Ultraschall, oder Durchleuchtungsradiographie, eingesetzt. Mit Hilfe intraoperativer MRT- (iMRT-) Systeme können sowohl Planung und Kontrolle als auch die eigentliche Intervention in der selben bildgebenden Einheit durchgeführt werden. Obwohl die iMRT die Vorteile eines hohen Weichteilkontrasts und einer freien Angulierbarkeit bei fehlender ionisierender Strahlung bietet, mangelt es offenen MR-Scannern – ausgezeichnet durch einen freien Patientenzugang – oft an ausreichender Bildqualität, hohen Bildwiederholraten, geeigneten Planungsoptionen und der Möglichkeit, wertvolle externe Bildinformationen zu integrieren. Um die Sicherheit der Eingriffe zu erhöhen, muss die unterstützende Bildgebung jedoch sehr genaue und aktuelle Informationen über den Interventionsverlauf im Inneren des Körpers bereitstellen.

In der Literatur werden unterschiedliche Ansätze zur bildgestützten Planung und Kontrolle von Interventionen, vornehmlich im neurochirurgischen Bereich,

Abb. 1. Schematische Übersicht der systemintegrierten (graue Pfeile) und der erweiterten Navigation (schwarze Pfeile).



beschrieben [1,2,3,4]. Obwohl die Möglichkeit zur Integration von Bildinformationen anderer Modalitäten oder funktioneller Studien technisch realisiert wurde, sind auf den gegenwärtigen iMRT-Systemen noch keine Standardlösungen verfügbar. Kommerziell erhältliche Systeme sind vergleichsweise teuer, was ihre Verbreitung auf ausgewiesene Institutionen beschränkt. Software-Lösungen, die auf einer einfachen Workstation oder einem handelsüblichen PC laufen, wurden lediglich experimentell realisiert. Daher wäre die Entwicklung eines erschwinglichen, flexibel erweiterbaren, und auf die klinischen Anforderungen unterschiedlicher Disziplinen zugeschnittenen Systems von großem Nutzen.

2 Material und Methoden

2.1 Bildgestützte Orientierung

Das PC-basierte, medizinisch zertifizierte System zur multimodalen, bildgestützten Führung operativer Eingriffe (LOCALITE GmbH, Bonn) wurde an die Komponenten eines bestehenden iMRT-Systems angepasst. Hierzu zählen ein offener 0,5 T Scanner (Signa SP/i, GEMS, Milwaukee, WI) sowie ein optisches Lokalisations-system (Flashpoint, IGT, Boulder, CO), welches die 3D-Koordinaten (Position und Orientierung) eines Operationsinstruments mit einer Frequenz von

rund 10 Hz (Tracking) an den PC überträgt (Abb.1). Zur systemintegrierten Navigation werden mit einer Wiederholrate von etwa 0,25 fps fortlaufend MR-Scans gemäß der jeweiligen Stellung des Instruments akquiriert. Im erweiterten Modus, werden entsprechend angulierte, hochqualitative Schichten aus einem zuvor übertragenen (Zeitbedarf: ca. 5 min) 3D-iMRT-Referenzdatensatz (Akquisition: ca. 5 min) rekonstruiert (MPR) und mit einer Bildwiederholrate von 3–4 fps sowohl im Kontrollraum auf dem PC-Bildschirm als auch oberhalb des Operationsfeld im Magnetraum auf einem LCD-Schirm dargestellt.

2.2 Datenfusion

Die Fusion der intraoperativ akquirierten Referenzdaten mit den präoperativen Daten weiterer Modalitäten (CT, MRT, fMRT, PET) wird in zwei Schritten durchgeführt. Zunächst muss der Benutzer interaktiv in beiden Modalitäten 3–5 anatomische Landmarken, wie z.B. die Augenlinsenmitte, Nasenspitze, oder äußere Gehörgänge, aufsuchen und markieren. Das Ergebnis dieser starren, marker-basierten groben Vorregistrierung wird im darauf folgenden automatischen Schritt durch eine iterative Simplex-downhill-Minimierung auf mutual-information-Basis verfeinert und abschließend vom Experten auf seine Genauigkeit kontrolliert.

2.3 Enhancement-Visualisierung

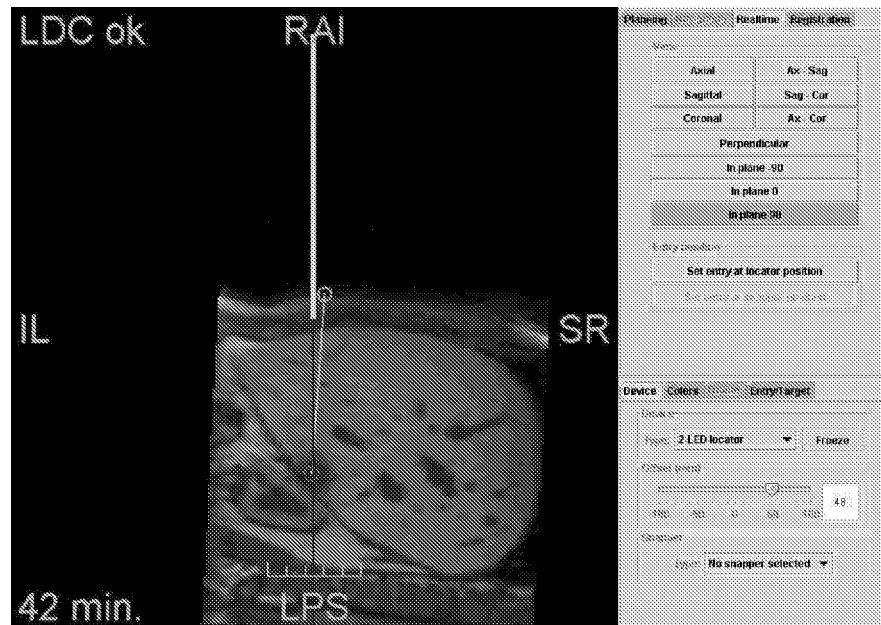
Bei pathologischen Strukturen mit geringem Bildkontrast, z.B. kleinen Mammaläsionen, wird ein Differenzbild nach Kontrastmittelgabe (geringe anatomische Information) auf dem entsprechenden nativen Bild farbig überlagert. Sowohl das native als auch die KM-verstärkten 3D-Bilder werden in der selben Position aufgenommen, um lagerungsabhängige Bildverzerrungen zu minimieren. Bei verschieblichem Gewebe sollte die Zielregion zusätzlich fixiert werden, z.B. mit einer speziellen Kompressionseinheit bei Mammainterventionen.

3 Ergebnisse

Die klinischen Anwendungsbereiche des Systems lagen in Körperregionen mit unterschiedlichen Anforderungen an Bildkontrast und Navigation (Schädelbasis, Knochen, Weichteile, Mamma, Leber). Die Lokalisation pathologischer Befunde wurde im Vergleich mit der systemintegrierten Navigation als merklich schneller und einfacher beurteilt. Alle Zielregionen wurden vom Operateur ohne schwerwiegende Komplikationen erreicht.

Während bei Eingriffen am Gehirn zusätzliche Informationen über funktionelle Areale oder die genaue Tumorabgrenzung, z.B. aus fMRT-, diagnostischen (1.5 T) MRT-, oder PET-Untersuchungen, von großem Vorteil sind, war die Indikationsstellung für eine Datenfusion bei den hier betrachteten nicht-neurochirurgischen Patienten seltener. Die anspruchsvollen Eingriffe an der Schädelbasis erforderten eine genaue Orientierung entlang der dünnen, knöchernen

Abb. 2. Benutzeroberfläche und Screenshot einer Navigationsszene zur Platzierung eines Applikators für die Laserablation einer Lebermetastase. Zur Orientierung dienen der geplante Eintrittspunkt an der Hautoberfläche, der Zielpunkt im Tumor, sowie die momentane Position des Applikators (virtuelles Objekt).



Strukturen, welche in allen Fällen durch Einblendung fusionierter CT-Daten gewährleistet werden konnte.

Mammaläsionen, welche nicht oder nur schwer auf konventionellen KM-verstärkten MR-Aufnahmen abgrenzbar waren, die aber auf einen malignen Prozess hindeuten, konnten mit dem genannten Subtraktionsverfahren bei allen durchgeführten Drahtmarkierungen eindeutig visualisiert und erreicht werden.

Trotz Atemverschieblichkeit der Leber konnten die eingebrachten Applikatoren für die LITT (Laserinduzierte interstitielle Thermotheapie) durch Wahl spezieller Beatmungsparameter (Patient in Vollnarkose) sowie weitgehender Fixierung des Abdomens genau platziert werden (Abb.2). Dieses Vorgehen trug wesentlich zum Erfolg der Lasertherapie bei.

Alle relevanten Schritte, der Datentransfer externer Modalitäten, die schnelle, semi-automatische Bildregistrierung (5–10 min), die farbige Enhancement-Visualisierung, sowie die interaktiv bestimmte Echtzeit-Schichtrekonstruktion (MPR) inklusive Darstellung wurden direkt vom PC aus gesteuert. Lediglich die Auswahl der Referenzpunkte für die grobe Vorregistrierung erforderte einen Benutzereingriff, alle anderen Schritte waren entweder automatisch oder nur mit geringem Aufwand verbunden.

4 Diskussion

Eine gute Bildqualität und schnelle Bildwiederholung sind die Grundlagen für eine komfortable Auge-Hand-Koordination. Gemeinsam mit der Integration zusätzlicher Bildinformationen wird die Effizienz und Sicherheit MRT-gestützter Eingriffe gesteigert. Die Bedienung des hier eingesetzten erweiterten Navigationssystem kann schnell, auch von Anfängern erlernt werden und erfordert nur wenige Benutzereingriffe.

Der Nachteil des hier beschriebenen Verfahrens scheint, dass die rekonstruierten Schichten (MPR) lediglich den intraoperativen Zustand zum Zeitpunkt der Aufnahme des 3D-Referenzdatensatzes widerspiegeln. Mögliche Abweichungen von der tatsächlichen Situation können jedoch jederzeit durch Vergleich mit den fortlaufend gescannten MR-Bildern erkannt werden.

Eine intraoperative Aktualisierung des Referenzvolumens stellt somit eine bemerkenswerte Lösung zur Korrektur von Gewebeverschiebungen dar, wie sie typischerweise nach partieller Gewebeentfernung (Resektion, Drainage von Flüssigkeiten) oder, im Falle des Hirns, nach Eröffnung der Dura auftritt. Für derartig komplexe Interventionen ist der Zeitaufwand für eine erneute Datenaufnahme und -Übertragung (ca. 15 min) im Verhältnis mit der Gesamtdauer der Intervention (Stunden) nahezu vernachlässigbar. Bei normalen Mammainterventionen oder Weichteilbiopsien ist eine derartige Aktualisierung bei regelrechter Fixierung nicht notwendig.

Diese Arbeit zeigt eindrucklich, wie verschiedene, vergleichsweise einfache Bildverarbeitungskomponenten klinisch umgesetzt werden konnten, um maßgeblich zur Effizienz anspruchsvoller Interventionen beizutragen. Die klinisch bedeutsame Erweiterung auf nicht-neurochirurgische Eingriffe wurde bisher dadurch erschwert, dass sich präoperativ erhobene Daten in verschieblichen Geweben nicht zur Navigation eignen. Erst durch die Kombination einer leistungsfähigen Navigation mit einer intraoperativen Bildgebung konnte der Anwendungsbereich erweitert werden.

Literaturverzeichnis

1. Roux FE, Boulanouar K, Ranjeva JP, et al.: *Acta Neurochir (Wien)* 141:71-79, 1999.
2. Gering DT, Nabavi A, Kikinis R, et al.: *J. Magn. Res. Imaging* 13:967-975, 2001.
3. Nimsy C, Ganslandt O, Kober H, et al.: *Neurosurgery* 48:1082-1089, 2001.
4. Moche M, Busse H, Dannenberg C, et al.: *Radiologe* 41:993-1000, 2001.