

# Online-Bildverarbeitung zur Kontrolle und Steuerung der Lasertherapie von Tumoren

S. Puccini, N.-K. Bär, A. Werner, T. Kahn, H. Busse

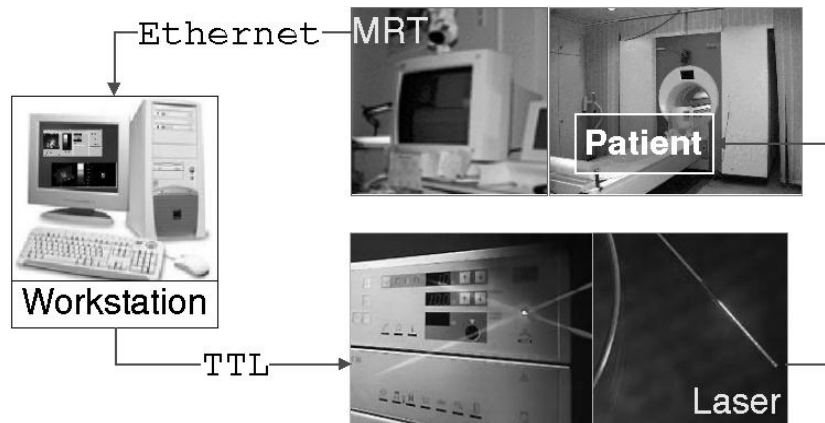
Klinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie  
Universitätsklinikum Leipzig, Liebigstraße 20a, 04103 Leipzig  
E-mail: pucs@medizin.uni-leipzig.de

**Zusammenfassung.** Die interstitielle Koagulation solider Tumoren mit Hilfe der Laserbestrahlung über einen kompakten Applikator stellt eine Alternative zu offenen Operationen (z.B. Tumorsektion) dar. Die mit der minimalen Invasivität einhergehenden Anforderungen an eine begleitende Bildgebung bzw. Bildverarbeitung zur Therapiekontrolle werden von der Magnetresonanztomographie (MRT) gut erfüllt. Zur Erhöhung der Sicherheit derartiger Eingriffe wurde ein integriertes System entwickelt, welches den komplexen zeitlichen Verlauf der Temperaturverteilungen *online* visualisiert (wahlweise auch nach Bewegungskompensation), dem Zielorgan angepasste kritische Ereignisse automatisch überwacht (gemäß definierbarer Steuerkriterien), sowie diese Informationen ggf. zur Ansteuerung des Therapielasers verwendet. Die Validierung des Systems erfolgte mit *ex vivo* Experimenten. Die dabei beobachtete Temperaturgenauigkeit nach Bewegungskorrektur von  $\pm 5^\circ\text{C}$  genügt den klinischen Anforderungen dieses thermischen Ablationsverfahrens.

## 1 Einleitung

Für die Durchführung der laserinduzierten interstitiellen Thermotherapie (LITT) [1] wird zunächst ein Katheter mit einer Lichtleiterfaser (Applikator) im zentralen Bereich eines soliden Tumors plaziert. In Abhängigkeit von den Bestrahlungsparametern (v.a. Bestrahlungsdauer und Laserleistung) und den Gewebeeigenschaften (optisch und thermisch) wird das eingekoppelte Infrarot-Laserlicht in der Umgebung des Applikators absorbiert, erhitzt das Gewebe und führt bei einer entsprechenden Energiedeposition zur thermischen Zerstörung des Tumors. Da dieser Schädigungsprozess von der räumlich und zeitlich variierenden Gewebetemperatur abhängt, ist die *online*-Temperaturüberwachung im bestrahlten Gewebeareal für eine optimale Therapiekontrolle nahezu unverzichtbar.

Übergeordnetes Ziel der Thermotherapie ist es, möglichst den gesamten Tumor zu zerstören, ohne angrenzende gesunde Areale zu schädigen. Das genaue Ausmaß der Schädigung ist jedoch auch vom jeweiligen Zielorgan abhängig. Es ist naheliegend und wünschenswert, die Läsionsausbreitung unter den jeweiligen Randbedingungen kontrollieren zu können und bei Abweichungen vom geplanten Verlauf steuernd einzugreifen. Die Temperaturüberwachung kann wie die prä-



**Abb. 1.** Schematische Übersicht des LITT Kontroll- und Steuerungssystems.

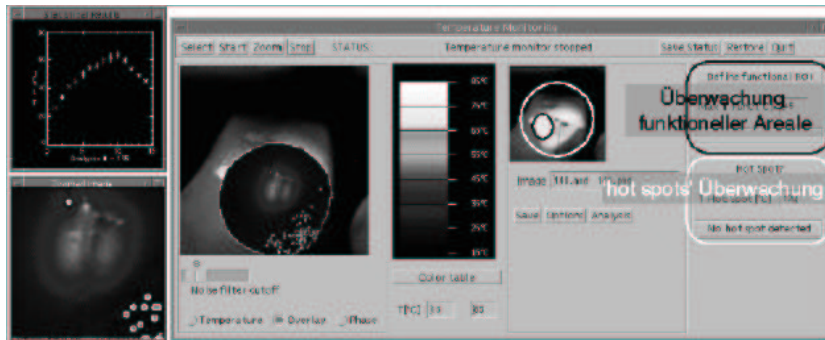
und posttherapeutische Bildgebung des Tumorareals mit Hilfe der Magnetresonanztomographie (MRT) erfolgen [2,3]. Im folgenden wird die erste Ausbaustufe eines integrierten Kontroll- bzw. Steuerungssystems für die LITT vorgestellt.

## 2 Methoden

Das verwendete Laserbestrahlungssystem (Martin Nd:YAG Laser, gekühlter Sوماتex-Applikator) ist bereits an anderer Stelle ausführlich beschrieben worden [4]. Die MRT-Kontrolle der Laserbestrahlung erfolgte experimentell an einem 1,5 T Siemens Magnetom Vision bzw. klinisch an einem 0,5 T General Electric Signa SP/i. Die Temperaturmessung beruht auf der chemischen Verschiebung der Protonenresonanzfrequenz, die sich mit Hilfe einer Phasendifferenz messen lässt [5]. Eine schematische Übersicht des Gesamtsystems ist in Abb. 1 dargestellt. Die Berechnung und Darstellung der 2D-Temperaturprofile geschieht aus Sicherheitsgründen nicht auf der MRT-Konsole, sondern auf einer externen Workstation.

Das System erlaubt eine einfache Bewegungskorrektur, wie es z.B. bei Anwendung der LITT auf atembewegte Organe notwendig ist (z.B. Leber). Hierzu wurden zwei verschiedene Verfahren implementiert: (1) eine atemgesteuerte Triggerung der Bildakquisition zu einem definierten Zeitpunkt im Atemzyklus und (2) die Bildkorrektur mit Hilfe der Autokorrelation. Nach erfolgter Datenaufnahme werden dabei die Translation und die Rotation des jeweiligen Amplitudenbildes gegenüber einem Referenz-Amplitudenbild berechnet (Methode der kleinsten Quadrate), um die MR-Phasenbilder auf eine einheitliche Referenzposition zurückzuführen.

Die Software zur Kontrolle und Steuerung wurde auf der Basis von IDL (RSI, CO) erstellt. Das Programm liest die auf der MR-Konsole abgespeicherten MR-Bilder über eine Ethernet-Verbindung ein. Die Ansteuerung des Lasers erfolgt



**Abb. 2.** Bedienoberfläche des Kontroll- und Steuerungssystems (rechts) mit separatem Temperatursensor- (links oben) und Zoom-Fenster (links unten).

mit Hilfe eines dafür entwickelten Hardware-Interface. Der Zustand des Laserschalters wird dabei über den Parallelport und eine nachgeschaltete Elektronik auf TTL-Basis beeinflusst.

Abb. 2 illustriert die derzeitige Bedienoberfläche (GUI) zur Temperaturkontrolle und Lasersteuerung. Die berechneten Temperaturbilder können zusammen mit einer beliebigen Isotherme in Falschfarben auf einem anatomischen Referenzbild überlagert dargestellt werden. Eine Zoom-Funktion ermöglicht eine variable Ausschnittsvergrößerung des relevanten Gewebeareals. Darüber hinaus kann der zeitliche Temperaturverlauf einer ausgewählten (kritischen) Gewebestelle während der gesamten LITT in einem separaten Fenster verfolgt werden. Die Bedienfelder für die Lasersteuerung dienen der ROI-Markierung sowie dem (De-)Aktivieren spezifischer Überwachungskriterien (s. *Ergebnisse*).

### 3 Ergebnisse

Die MR-Thermometrie wurde mit Hilfe externer Temperatursensoren in Ruhe bzw. unter dem Einfluss simulierter Bewegungen an einem dafür entwickelten Phantom getestet. Die beobachteten mittleren Abweichungen in der Temperaturmessung betragen  $\pm 3^\circ\text{C}$  am ruhenden Objekt bzw.  $\pm 5^\circ\text{C}$  am bewegten Objekt.

Für die in unserer Klinik durchgeführten Eingriffe an der Leber ist eine Unsicherheit von  $\pm 5^\circ\text{C}$  klinisch tolerabel. Im Gehirn sind die Anforderungen an die Temperaturgenauigkeit stringenter, da das peritumoröse Areal funktionell relevant sein könnte (z.B. Sensorik, Motorik). Bei Anwendung der LITT im Gehirn besteht jedoch keine Notwendigkeit für eine kontinuierliche Bewegungskorrektur. Die damit maßgebliche geringere Unsicherheit der unkompensierten Temperaturmessung ( $\pm 3^\circ\text{C}$ ) wird z.Zt. ebenfalls als klinisch vertretbar eingeschätzt.

Nach individueller *offline*-Testung der einzelnen Hard- und Softwarekomponenten erfolgte die Funktionsprüfung des Gesamtsystems unter klinischen Be-

dingungen an Gewebepreparaten. Das Programm zur Lasersteuerung erlaubt in der bisher realisierten Ausbaustufe die Berücksichtigung folgender Ereignisse:

- a) Erreichen bzw. Überschreiten einer definierten Höchsttemperatur im zu behandelnden Gewebeareal (ROI). Dies entspricht klinisch der Entwicklung von sog. *hot spots* (Gewebebereiche mit hoher Lichtabsorption bzw. sprunghaftem Temperaturanstieg) und damit der Gefahr einer eintretenden Gewebekarbonisierung.
- b) Ungewünschte Ausbreitung der Erwärmung in vorab markierte kritische ROIs. Dies entspricht der thermischen Schädigung (bereits bei nur moderat erhöhten Temperaturen) von bekannten Arealen funktioneller Relevanz.

Die experimentelle Validierung des Gesamtsystems zeigte eine zuverlässige Steuerung des Lasers gemäss simulierter Steuerungsszenarien (funktionelle ROI bzw. Schwellwerttemperatur). Ausgehend von Literatur- und Erfahrungswerten sollen klinisch anwendbare Schwellwerte im Rahmen weiterer Untersuchungen bestimmt werden.

## 4 Schlußfolgerungen und Ausblick

Das vorgestellte Verfahren zur MR-Thermometrie genügt prinzipiell den klinischen Anforderungen, könnte jedoch durch eine unmittelbare Bildverarbeitung bzw. Bewegungskorrektur (z.B. durch Navigatorechos) weiter verbessert werden. Die bisher implementierten Steuerungskriterien dienen vornehmlich dem Vermeiden unerwünschter Schädigungen. Neben einem einfachen Ab- und Wiedereinschalten des Lasers ist eine gezielte Leistungssteuerung denkbar. Weitere Überwachungskriterien ergeben sich beim Vergleich der tatsächlichen mit vorab simulierten Temperaturentwicklungen. Derartige Simulationen auf der Basis von Monte Carlo Methoden sind bereits entwickelt und durchgeführt worden [4].

Dieses Forschungsprojekt wird durch das BMBF unter dem Förderkennzeichen 13N7236A/1 finanziell unterstützt.

## Literatur

1. Fiedler VU, Schwarzmaier HJ, Eickmeyer F, et al.: Laser-induced interstitial thermotherapy of liver metastases in an interventional 0.5 T MRI system: technique and first clinical experiences. *J Magn Reson Imaging* 13(5):729–737, 2001.
2. Harth T, Kahn T, Rassek M, et al.: Determination of laser-induced temperature distributions using echo-shifted TurboFLASH. *Magn Reson Med* 38(2):238–245, 1997.
3. Peters RD, Henkelman RM, Proton-resonance frequency shift MR thermometry is affected by changes in the electrical conductivity of tissue. *Magn Reson Med* 43(1):62–71, 2000.
4. Busse H, Bublat M, Ratering R, et al.: Comparison of 2D temperature maps recorded during laser-induced thermal tissue treatment with corresponding temperature distributions calculated from 3D Monte-Carlo simulations. *Proc. SPIE* 3911:169–179, 2000
5. Ishihara Y, Calderon A, Watanabe H, et al.: A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift. *Magn Reson Med* 34(6):814–823, 1995.