

Navigationssystem für die perkutane CT-gesteuerte Radiofrequenz-Ablationstherapie von Lebertumoren

Marcus Vetter¹, Martin Libicher², Ivo Wolf¹, Mehmet Ucar¹, Jochen Neuhaus³,
Mark Hastenteufel¹, Götz Martin Richter² und Hans-Peter Meinzer¹

¹Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik,
Deutsches Krebsforschungszentrum, 69120 Heidelberg

²Abteilung Radiodiagnostik, Universitätsklinikum Heidelberg, 69120 Heidelberg

³Siemens MedSW West, Princeton, New Jersey
Email: m.vetter@DKFZ.de

Zusammenfassung. In diesem Beitrag wird ein neues Verfahren vorgestellt, das eine navigierte Positionierung von RF-Sonden für die perkutane CT-gesteuerte Radiofrequenz-Ablationstherapie (RFA) von Lebertumoren ermöglichen soll. Der Vorteil dieses Navigationsverfahrens ist das Potential zur Vermeidung von Rezidiven durch das Verschleppen von Tumorzellen beim Einbringen der RF-Sonde. Ein weiterer Vorteil dieses Verfahrens ergibt sich aus der verminderten Strahlenexposition durch Minimierung der erforderlichen CT-Aufnahmen.

1 Einleitung

Die minimal invasive Radiofrequenz-Ablation (RFA) wird zunehmend zur Therapie von malignen Lebertumoren eingesetzt. Die häufigste Indikation zur RFA wird bei isolierten Lebermetastasen von kolorektalen Tumoren oder beim hepatocellulären Karzinom gestellt. Gegenüber der Laser-induzierten Thermotheapie (LITT), der Kryotherapie und der konventionellen Alkoholinjektion hat sich die RFA im klinischen Einsatz etablieren können. Die Positionierung der RF-Ablationssonde erfolgt in ca. 40% unter direkter Ultraschallkontrolle. In ca. 60% ist aufgrund der kritischen Lage der Leberherde zu benachbarten Organen (z.B. Lunge, Pfortader) eine sichere Platzierung der Sonde durch eine Computertomographie (CT) erreichbar. Die Positionierung der RF-Sonde in den Lebertumor wird mit mehreren CT-Serien kontrolliert. Häufig ist eine Korrektur der Einführungsrichtung und Eindringtiefe erforderlich, sodass es zur Verletzung der Tumorkapsel und zur Verschleppung von Tumorzellen kommen kann. Sind mehrere Punktionsversuche notwendig, wird das Risiko einer Ausbreitung von Tumorzellen neben der Strahlenexposition erhöht. Ziel dieser Arbeit ist es, die CT gesteuerte Positionierung der RF-Sonde durch ein Navigationssystem zu erleichtern und damit das Risiko einer Tumorausbreitung sowie die Strahlenexposition zu verringern.

2 Stand der Forschung

In den letzten Jahren gab es verschiedene Untersuchungen, die Thermo- und Kryotherapie mittels Simulations- und Planungssysteme zu unterstützen [1, 2, 3]. Eine Patienten-individuelle Planung und Simulation ergibt ihren vollen Nutzen jedoch erst durch die exakte Positionierung der Ablationssonden zur Umsetzung der Planungsergebnisse und Reduktion von Tumorzellausbreitungen. Ziel der genannten Arbeiten war zunächst die Kühlungseffekte größerer Gefäße auf die Temperatúrausbreitung und letztlich auf die Ausbildung von Nekrosen zu untersuchen. Arbeiten, die eine therapieunterstützende Navigation zur Platzierung der RF-Ablationssonden untersuchten, konzentrierten sich vornehmlich auf US-gestützte Therapien [4]. Eine neue Platzierungsmethode unter Kontrolle einer offenen MR-Tomographie wurde von Kelekis vorgestellt [5]. Die hohen Kosten der MR-Tomographie und deren eingeschränkte Verfügbarkeit lässt angesichts der großen Zahl CT-gesteuerter RF-Ablationen eine Navigationsunterstützung für diese bildgebende Modalität als wünschenswert erscheinen.

3 Methoden

Grundlage für die navigierte RF-Ablation ist die Aufnahme eines meist Kontrastmittel-verstärkten CT-Scans der Leber (nicht ionisches iodhaltiges Kontrastmittel) vor Therapiebeginn. Danach werden zwei bis drei dünne Nadeln (Durchmesser 1.3 mm) als Navigationshilfen in die Nähe der zu therapierenden Läsionen perkutan eingebracht. Diese Nadel enthält an ihrem Ende einen Navigationskopf, der mittels eines optischen Trackingsystems (Polaris, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) räumlich in fünf Freiheitsgraden lokalisiert werden kann. Ein Kontrastmittel-verstärkter CT-Scan der Leber beinhaltet anschließend sowohl die Tumoren als auch die Lage der Navigationshilfen in einem einzigen Datensatz. Unmittelbar nach dem CT-Scan werden die Daten über DICOM-Export an den Navigationsrechner übertragen, der im CT-Untersuchungsraum aufgebaut ist.

3.1 Tumor-Segmentierung

Der Radiologe identifiziert zunächst die Tumoren mittels einer dreidimensionalen interaktiven BoundingObject-Segmentierung [6]. Hierbei werden dreidimensionale geometrische Primitive affin deformiert, bis sie eine Hülle um den Tumor bilden. Bei kleinen und mittleren Tumoren bis ca. 50 mm Durchmesser, die in der Leber meist als Rundherde ausgebildet sind, genügt es, ein oder zwei Ellipsoide zu positionieren. Innerhalb des interaktiv definierten Hüllobjektes werden automatische Segmentierungsverfahren ausgeführt, wie beispielsweise ein dreidimensionaler ConfidenceConnected Filter. Zur interaktiven Segmentierung eines Tumors werden nach ersten Tests ca. 30 sec. benötigt.

3.2 Registrierung

Parallel zur interaktiven Segmentierung wird eine automatische Registrierung der Navigationshilfen in den CT-Daten vorgenommen. Die Segmentierung der Navigationshilfen erfolgt mittels einer ITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit) -Bildverarbeitungs-pipeline. Eine anisotrope Diffusion wird zur kantenerhaltenden Glättung verwendet, anschließend werden Regionen-Wachstumsverfahren von allen Pixeln aus gestartet, die über einer vorgegebenen Schwelle liegen. Die Klassifikation der segmentierten Objekte erfolgt mittels deren Formfaktoren und Volumen. Eine Bild-zu-Modell-Registrierung bildet den Abschluss der Pipeline. Schwerpunkt und Orientierung eines Pixelclusters bilden die Initialisierungsparameter für das Optimierungsverfahren. Ein Optimierungsschritt basiert auf der Grauwert-gewichteten-Minimierung

$$\sum_i \frac{|\mathbf{a} \times (\mathbf{p}_i - \mathbf{a})|}{|\mathbf{b}|} v(\mathbf{p}_i) \rightarrow \min \quad (1)$$

aller Lot-Längen von den segmentierten Pixelpunkten p_i zu der Zentralachse des Nadelmodells $\mathbf{x} = \mathbf{a} + t \cdot \mathbf{b}$ unter Berücksichtigung der Randbedingungen. Der im Rahmen des ITK-Registrierungs-Frameworks entwickelte Algorithmus verwendet das Conjugate Gradient Optimierungsverfahren als numerischen Optimierer. Ein nachgeschalteter Klassifikationsprozess identifiziert die einzelnen Navigationshilfen anhand der individuellen Markergeometrie der Navigationshilfe. Ergebnis der Registrierung ist die initiale Transformation, die die räumliche Lage der Tumoren aus der räumlichen Lage der Navigationshilfen bestimmt.

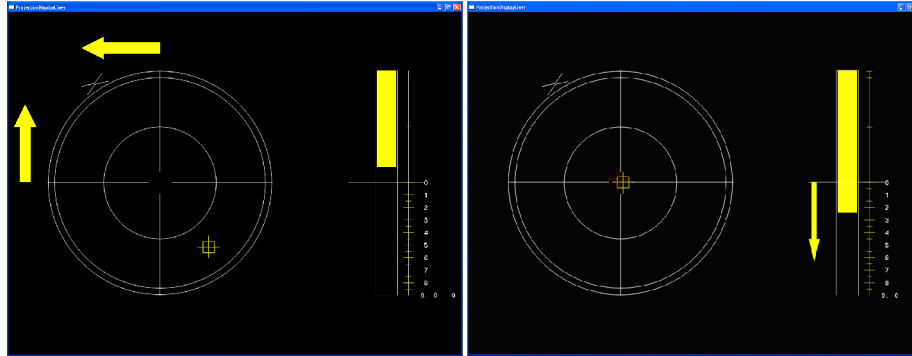
3.3 Berücksichtigung der Organverformung

Aus der räumlichen Position und Orientierung der Navigationshilfen wird ein Verformungsmodell des interessierenden Gewebes in Echtzeit berechnet. Das Deformationsmodell basiert auf einer Sparse-Messdaten-Interpolation mit den Nebenbedingungen der Inkompressibilität von Leberparenchym und der räumlichen Glattheit der Deformation [7]. Die Echtzeitberechnung der Gewebeverformung des interessierenden Zielvolumens aus den Daten der Navigationshilfen während der Therapie ermöglicht die Kompensation von Respirations- und Lagerungsbedingten Verschiebungen und Verformungen des Oberbauches. So wird die navigierte Therapie mittels Lokalanästhesie ohne Beatmung unter normalen Respirationsbedingungen durchgeführt werden können.

3.4 Visualisierung der navigierten Positionierung

Nach der interaktiven Segmentierung und der automatischen Registrierung der Navigationshilfen kann die navigierte Insertion der Ablationssonde beginnen. Nach Auswahl des geeigneten Insertionspunktes visualisiert die Navigationssoftware die Instrumentenrichtung und die Insertionstiefe. Vergleichbar mit kommerziell erhältlichen Navigationssystemen für die Zahn-Implantologie (RoboDent,

Abb. 1. Projektionsdarstellung zur Positionierung der Ablationssonde. Beide Kreuze sind im Zentrum des Koordinatensystems zu überlagern. Links: vor Insertion, rechts: während der Insertion.



Lüth, Fachgebiet Robotik, Charité der Humboldt-Universität zu Berlin) wird hierfür eine spezialisierte Projektionsvisualisierung verwendet.

Eine virtuelle Ebene, die orthogonal zur Insertionsrichtung ausgerichtet ist, dient als Basis der Projektion. Das Zielkoordinatensystem ist so ausgerichtet, dass dessen Ursprung mit dem Insertionspunkt zusammenfällt. Die Spitze und das Ende der RF-Ablationssonde werden auf das Koordinatensystem projiziert. Die Skalierung des 2D-Koordinatensystems der Ebene ist in einer Arcus-Tangens Funktion skaliert, sodass die Genauigkeit der Visualisierung in der Nähe des Insertionspunktes hochauflösend dargestellt wird. Der Radiologe versucht, die beiden Projektionspunkte von Instrumentenspitze und -ende im Koordinatenursprung in Übereinstimmung zu bringen, sodass die gewünschte Insertionsrichtung mit der Instrumentenrichtung übereinstimmt. Aufgrund der atmungsbedingten Deformation des Ziels befindet sich die gewünschte Insertionsrichtung in Bewegung, wodurch die Projektionspunkte des Instruments sich rhythmisch bewegen. Diese Bewegungen müssen entweder durch synchrone Bewegung des Instruments oder durch eine Instrumentenmittellage vom Radiologen kompensiert werden. Die Insertionstiefe wird durch einen Tiefenbalken (siehe Abbildung 1) dargestellt.

Die in diesem Projekt eingesetzte RF-Sonde ist eine Neuentwicklung der belgischen Firma GeBo Consult in Kooperation mit der ULB Brüssel, die eine anisotrope Gewebe-Nekrose ermöglicht, sodass auch die Rotation um die Instrumentenachse erfasst und visualisiert wird. Das entwickelte Navigationssystem wurde im Rahmen der ARION (Augmented Reality for intraoperativ Navigation) Software [7] unter Verwendung der Open Source Toolkits MITK (Medical Imaging Interaction Toolkit [8]) entwickelt.

4 Ergebnisse

Es konnte gezeigt werden, dass eine Echtzeitnavigation von sich verformenden Geweben durch die Kombination von räumlich lokalisierbaren Navigationshilfen mit einem Deformationsmodell möglich ist. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass die vorgestellte BoundingObject-Segmentierung geeignet ist, während eines interventionellen Szenarios kleine und mittlere Tumoren in der Leber interaktiv in < 30 sec. zu segmentieren. Die entwickelte Projektionsvisualisierung zur navigierten Insertion der RFA-Sonde zeigt sich geeignet für exakte Positionierungen.

5 Diskussion

Das vorgestellte Verfahren ermöglicht eine navigierte RF-Ablation in Kombination mit der Computertomographie. Durch die Navigation wird die Anzahl der erforderlichen CT-Scans und damit die Strahlenexposition minimiert. Die RF-Sonde kann damit auch bei sonst schwer zugänglichen Tumoren exakt platziert werden. Dadurch erscheint das Risiko einer Aussaat von Tumorzellen verringert, was in zukünftigen Tierexperimenten und klinischen Studien zu untersuchen ist.

Literaturverzeichnis

1. Tungjitkusolmun S, Staelin S, Haemmerich D, Tsai JZ, Webster JG, Lee FT, et al. Three-dimensional finite element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation. *IEEE Trans Biomed* 2002;49(2):3–9.
2. Butz T, Warfield SK, Tuncali K, Silverman SG, van Sonnenberg E, Jolesz FA, et al. Pre- and intra-operative planning and simulation of percutaneous tumor ablation. In: MICCAI, Lecture Notes in Computer Science 1935; 2000. p. 317–326.
3. Villard C, Soler L, Papier N, Agnus V, Thery S, Gangia A, et al. Virtual radio-frequency ablation of liver tumors. In: IS4TM, Lecture Notes in Computer Science 2673; 2003. p. 366–374.
4. Choi D, Lim HK, Lee WJ, Kim SH, Kim MJ, Kim SK, et al. Radiofrequency ablation of liver cancer: early evaluation of therapeutic response with contrast-enhanced ultrasonography. *Korean J Radiol* 2004;5(3):185–98.
5. Kelekis AD, Terraz S, Roggan A, Terrier F, Majno P, Mentha G, et al. Percutaneous treatment of liver tumors with an adapted probe for cooled-tip, impedance-controlled radio-frequency ablation under open-magnet MR guidance: initial results. *Eur Radiol* 2003;13(5):1100–1105.
6. Vetter M, Neuhaus J, Wolf I, Wegner I, Schöbinger M, Meinzer HP. Bounding Object Segmentation. In: SPIE Medical Imaging Conference; 2005. p. xxx (accepted).
7. Vetter M, Wolf I, Hassenpflug P, Hastenteufel M, Ludwig R, Grenacher L, et al. Navigation aids and Real-time deformation modeling for open liver surgery. In: SPIE Medical Imaging Conference; 2003. p. 58–68.
8. Wolf I, Vetter M, Wegner I, Nolden M, Böttger T, Hastenteufel M, et al. The medical imaging interaction toolkit (MITK): a toolkit facilitating the creation of interactive software by extending VTK and ITK. In: SPIE Medical Imaging Conference; 2004. p. 16–27.