

Computer-Assistierte Leberpunktionen mit elektromagnetischem Tracking – Einsatz unter Vermeidung von Störeinflüssen

Mark Servatius¹, Alfred Franz², Nadine Bellemann¹, Boris Radeleff¹

¹ Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Uniklinikum Heidelberg;

² Abteilung Medizinische und Biologische Informatik, DKFZ Heidelberg

Kontakt: mark.servatius86@gmx.de

Abstract:

Komplexe Punktionseingriffe in der Leber werden heutzutage CT-gesteuert durchgeführt. Vorangegangene Forschungsarbeiten zeigten einen hohen Nutzen computer-assistierter Systeme, die mit optischem Tracking arbeiten. Derartige Systeme konnten sich nicht im klinischen Alltag durchsetzen, unter anderem wegen der benötigten direkten Sichtlinie. Um zu untersuchen, ob EM Tracking für präzise Leberpunktionen geeignet ist, wurden fünf Punktionen durchgeführt. Als Zielstrukturen dienten 5 Agarnötchen in einer explantierten Schweineleber in einem Atembewegungssimulator.

Die Kontroll-CTs zeigten eine vielversprechende Positionierung der Nadeln bei einem mittleren Fehler von $6,1 \pm 1,8$ mm. Das System muss für eine Integration in den klinischen Workflow weiter evaluiert werden. Daher planen wir weitere Experimente unter Verwendung eines neuen EM Feldgenerators, der das EM Feld nach unten abschirmt und somit genaue Punktionen auf der CT-Liege ermöglichen könnte.

Schlüsselworte: elektromagnetisches Tracking, navigierte Punktion, CT-gesteuerte Punktion, Lebermalignome, Leber

1 Problem

Bei vielen Erkrankungen der Leber müssen Strukturen in der Leber punktiert werden. Beispiele für solche Punktionen sind Biopsien bei verschiedenen Tumorentitäten, die entnommen werden, um eine genaue Diagnose durch eine histologische Aufarbeitung stellen zu können. Hieraus können individuelle Therapiestrategien erstellt werden. Außerdem kann in Vorbereitung auf eine Leberteilresektion, bei Patienten mit initial nur unzureichendem Restlebertumoren, eine Pfortaderembolisation angestrebt werden. Hierbei ist die genaue Punktion der Pfortader sehr wichtig, um einen Zugang zum Gefäßsystem zu erhalten. Eine weitere Anwendung von zielgerichteter Punktion stellen verschiedenen Ablationseingriffe dar, mit Hilfe derer Tumoren lokal therapiert werden können. [1,2]

Bisher werden diese komplexen Eingriffe unter manueller CT-Führung durchgeführt. Dies hat jedoch den erheblichen Nachteil einer hohen Strahlenbelastung, da die korrekte Lage der Instrumente mehrmals kontrolliert werden muss. Außerdem birgt die manuelle, ungeführte Positionierung der Instrumente eine erhöhte Gefahr für Ungenauigkeiten und somit ein höheres Komplikationsrisiko. Ein weiteres Problem ist die fehlende Möglichkeit der Kompensation von Bewegungen der Zielstruktur, die unter anderem durch die Atmung verursacht werden.

Einen vielversprechenden Ansatz zur Lösung dieser Probleme stellen computer-assistierte Systeme dar. Derartige Systeme wurden von verschiedenen Gruppen vorgestellt und zeigten einen hohen Nutzen durch verminderte Strahlenbelastung, geringere Dauer und höherer Genauigkeit des Eingriffs. [3] In einer Vorarbeit dieser Studie wurde ein derartiges Navigationssystem entwickelt und getestet, das mit optischer Instrumentenlokalisation (Tracking) arbeitet. [4,5] Allerdings ist bei optischen Systemen eine direkte Sichtlinie zu den Instrumenten notwendig, was eine Integration in den klinischen Workflow erschwert. Die Technik elektromagnetisches (EM) Tracking ermöglicht hingegen die Lokalisation medizinischer Instrumente ohne dabei eine freie Sichtlinie zu benötigen.

Der Einsatz von EM Tracking für computer-assistierte Eingriffe wurde bereits in zahlreichen Studien untersucht [6,7,8]. Allerdings zeigte sich dabei eine erhöhte Anfälligkeit des EM Felds durch metallische Objekte in der Umgebung, wie z.B. der Patientenliege bei einem CT-geführten Eingriff [9,10]. Diese Störeinflüsse führen zu hohen Genauigkeitseinbußen während Eingriffs im Vergleich zu optischem Tracking.

Das Ziel dieser Arbeit ist daher in einem ersten Schritt zu untersuchen, ob EM Tracking überhaupt für präzise navigierte Punktionen verwendbar ist. Dazu sollten Punktionsversuche unter Vermeidung von Störeinflüssen durchgeführt werden.

219

2 Methoden

Für unsere Versuche verwendeten wir ein Navigationssystem, das bisher auf optischem Tracking basierte und in verschiedenen Studien evaluiert wurde. [4,5] Es zeigte sich dabei eine hohe Punktionsgenauigkeit bei verminderter Strahlenbelastung. [4,5] Für diese Studie wurde das bisher verwendete optische Trackingsystem durch das EM-Trackingsystem Aurora® von NDI (Northern Digital Inc., Ontario, Kanada) ersetzt.

Der Ablauf einer navigierten Punktion mit Navigation gestaltet sich wie folgt: (1) Einbringen von nadelförmigen Navigationshilfen in das Zielorgan, (2) Durchführung eines Planungs-CTs, (3) Planung des Zugangspfades anhand des Planungs-CTs, (4) Bild-zu-Patient-Registrierung mit Hilfe der beiden Navigationshilfen, die sowohl im CT-Bild als auch im EM Feld des Trackingsystems erkannt werden, (5) navigiertes Einbringen der Punktionsnadel mit Hilfe eines speziellen Visualisierungskonzepts. [4,5]

Bei unserem Versuch wurden künstlich platzierte, mit Kontrastmittel versetzte Agarnötchen in einer Leber als Zielstrukturen verwendet. Bei der Leber handelte es sich um eine explantierte Schweineleber. Das noch flüssige, mit Kontrastmittel angereicherte Agar-Agar wurde in eine Spritze aufgezogen und in 5 Knötchen mit einer Menge von je 2ml

Agar-Agar innerhalb der Leber verteilt.

Die präparierte Leber wurde in einem Bewegungssimulator (siehe Abbildung 1) befestigt, der das Abdomen des Patienten darstellen soll. Mit diesem Bewegungssimulator wurden Atembewegungen der Leber simuliert und somit Lageveränderungen der Leber im Vergleich zum Planungs-CT künstlich hergestellt. Die Punktion selbst wurde in Atemstillstand, so wie im klinischen Alltag üblich, durchgeführt. Dies geschah in voll expirierter Stellung, da dies die Grundstellung des Bewegungssimulators ist. [11]

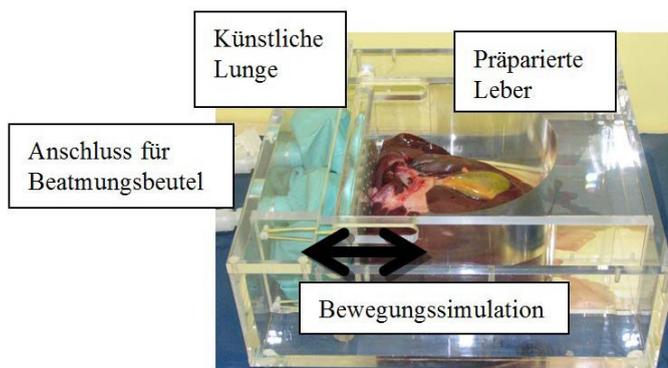


Abbildung 1: Bewegungssimulator mit präparierter Leber

Der Bewegungssimulator wurde für den Punktionsvorgang von der metallischen CT-Liege auf einen nicht-metallischen Tisch umgelagert. Nach der Umlagerung des Bewegungssimulators wurden die Punktionen jeweils im oben beschriebenen Ablauf mit dem Navigationssystem durchgeführt.

In einem ersten Versuchsdurchlauf wurden vom Untersucher zwei Ziele angesteuert, wobei die Nadeln jeweils in der Leber verblieben, um danach ein Kontroll-CT fahren zu können. An Hand des Kontroll-CTs wurde der Erfolg der Punktion beurteilt.

Im zweiten Versuchslauf wurden drei Punktionen durchgeführt, wobei ebenfalls drei Nadeln an Ort und Stelle gelassen wurden, um danach ein Kontroll-CT anzufertigen.

In den Kontroll-CTs wurden zwei Arten von Fehlern bestimmt. Der Benutzerfehler zeigt an, welcher Fehler durch den Untersucher verursacht wurde und wird vom Navigationssystem selbstständig ermittelt. Der Benutzerfehler stellt die Entfernung der Nadelspitze zum vom System berechneten Zielpunkt dar.

Der Fehler des Gesamtsystems wird anhand des angefertigten Kontroll-CTs bestimmt. Hierzu wird der Abstand der Nadelspitze zur zum Mittelpunkt der Zielstruktur gemessen. Als Mittelpunkt wurde hier, wie bereits bei der Pfadplanung zur Zielbestimmung, der Schnittpunkt der zwei Hauptachsen in der CT-Schicht mit dem größten Anteil der Läsion verwendet. Des Weiteren wurde die Pfadtiefe zu den jeweiligen Zielstrukturen ermittelt. Der Zeitfaktor im klinischen Alltag nimmt eine enorm wichtige Stellung ein, daher wurde während den Versuchen auch die Dauer der Eingriffe gemessen.

3 Ergebnisse

Benutzerfehler, Gesamtfehler und Pfadtiefe sind in Tabelle 1 aufgeführt. Der Benutzerfehler weist einen Wert von $3,3 \pm 1,8$ mm auf. Der Gesamtfehler zeigt im Mittel eine Entfernung von $6,1 \pm 1,8$ mm von der Nadelspitze zum Mittelpunkt der Zielstruktur. Die Pfadtiefe betrug im Durchschnitt $129,4 \pm 12,0$ mm.

220

Zielstruktur	Benutzerfehler	Gesamtfehler	Pfadtiefe
T1	2,7	5,6	127,6
T2	5,7	8,8	148,7
T3	1,1	4,6	129,9
T4	2,8	4,5	125,2
T5	4,4	6,9	115,9

Tabelle 1: Fehlertypen und Pfadtiefen

Abbildung 2) zeigt Ausschnitte aus den Kontroll-CTs, auf denen die Nadelspitze und die Zielstruktur hervorgehoben sind. Auf diesen Bildern kann man durch die Lage der Nadel zum jeweiligen Zielpunkt erkennen, dass die Zielstruktur T1, T2, T3 und T4 getroffen wurden, T5 allerdings knapp verfehlt wurde.

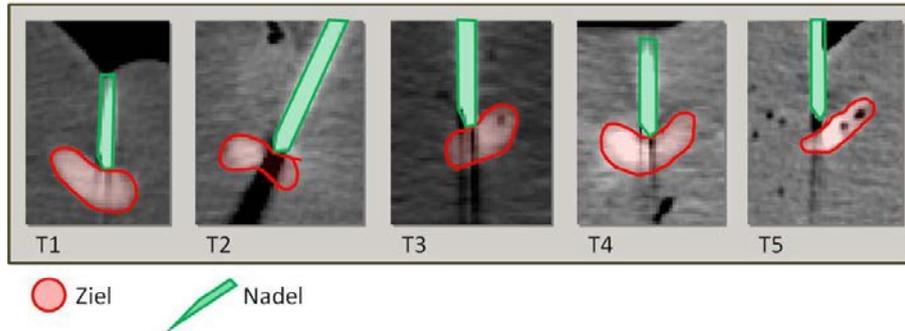


Abbildung 2: Ausschnitte aus Kontroll-CTs der Zielstrukturen T1-T5

Die Registrierung dauerte im Mittel $0,8 \pm 0,7$ Minuten. Nach weiteren $1,7 \pm 0,8$ Minuten im Mittel war die Pfadplanung abgeschlossen und wiederum $0,8 \pm 0,6$ Minuten im Mittel später wurde das Tracking begonnen. Die Punktion dauerte im Mittel $1,2 \pm 0,3$ Minuten. Ein kompletter Durchlauf mit dem Navigationssystem dauerte im Mittel $4,4 \pm 1,2$ Minuten.

4 Diskussion

Die Ergebnisse unserer Versuche zeigen sich, wie in Abbildung 2 zu sehen, als vielversprechend. Die Zielstrukturen wurden in den ersten vier Punktionsversuchen getroffen, die letzte Zielstruktur wurde knapp verfehlt. Die Dauer der Durchführung ist mit durchschnittlich 4,4 Minuten vom Beginn der Registrierung bis zum Ende der Punktion vergleichbar mit der manuellen, CT-gesteuerten Punktion. Es ist allerdings zu erwähnen, dass im Fall der navigierten Punktion für das Einbringen der Navigationshilfen zusätzlich Zeit eingeplant werden muss [3]. Des Weiteren ist die Dauer der Untersuchung abhängig von Läsionseigenschaften, wie Tiefe, Größe und Lage, und Eigenschaften des Patienten. [12]

Der Gesamtfehler unseres verwendeten Navigationssystems von $6,1 \pm 1,8$ mm ist im Vergleich zu den Ergebnissen einer ähnlichen Versuchsreihe mit optischem Tracking von Maier-Hein et al. [13] (Gesamtfehler $3,5 \pm 1,1$ mm, $N=20$) zwar erhöht, aber weist aber dennoch eine Genauigkeit im einstelligen Millimeterbereich auf. Neben Genauigkeitseinbußen durch den Einsatz des EM Trackingsystems, die aufgetreten sein könnten obwohl auf die Vermeidung von Störeinflüssen geachtet wurde, kommen hierfür weitere Gründe in Betracht, die im Folgenden erläutert werden.

Man kann an den Ausschnitten aus den Kontroll-CTs erkennen, dass sich die Nadelspitze bei keiner Zielstruktur in deren Zentrum befindet. Dies könnte dadurch entstanden sein, dass die Leber beim Punktieren zusammengedrückt wurde und sich somit der eigentliche Zielpunkt vom festgelegten Zielpunkt wegbewegte.

Des Weiteren weisen die Punktionen T2 und T5 einen hohen Benutzerfehler auf, der erwartungsgemäß mit einem hohen Gesamtfehler einhergeht. Eine Ursache für den erhöhten Benutzerfehler ist möglicherweise das Abrutschen an der Leberkapsel.

Wir gehen jedoch davon aus, dass wir diese Probleme in künftigen Versuchen beheben können und betrachten daher den Einsatz von EM Tracking auch für präzise Punktionen als vielversprechende Möglichkeit. Hinzu kommt, dass von der Firma NDI ein neuer Feldgenerator, bezeichnet als Tabletop Feldgenerator [9], vorgestellt wurde. Dieser schirmt das EM Feld nach unten hin gegen Störungen ab und ermöglicht daher ein genaues Tracking auf der CT Liege, wie bei CT-

221

geführten Eingriffen benötigt. [9] Daher planen wir in einem zweiten Schritt weitere Experimente in einer höheren Fallzahl unter Verwendung des Tabletop Feldgenerators.

Danksagung

Die vorliegende Arbeit wurde unterstützt von der Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) im Rahmen des Graduiertenkolleg (GRK) 1126.

5 Referenzen

- [1] Radeleff, B. A. et al.: Transarterial ablation of hepatocellular carcinoma. Status and developments. Radiologe. 2012 Jan;52(1):44-55.
- [2] Bellemann, N et al.: Portal Vein Embolization Using a Histoacryl/Lipiodol Mixture before Right Liver Resection. Dig Surg. 2012 Jul 12;29(3):236-242
- [3] Wood, B. J. et al.: Navigation systems for ablation. Elsevier: Munich, Journal of vascular and interventional radiology JVIR, 2010, 21/8, pp. 257-263
- [4] Maier-Hein, L. et al.: In vivo accuracy assessment of a needle-based navigation system for CT-guided radiofrequency ablation of the liver. American Association of Physicists in Medicine: Maryland, Medical Physics, 2008, 35/12, pp. 5385-5396
- [5] Mueller, S. A. et al.: Navigated Liver Biopsy Using a Novel Soft Tissue Navigation System versus CT-guided Liver Biopsy in a Porcine Model: A Prospective Randomized Trial. Elsevier: Munich, Academic Radiology, 2012, 17/10, pp. 1282-1287

- [6] Krücker, J. et al: Electromagnetic Tracking for Thermal Ablation and Biopsy Guidance: Clinical Evaluation of Spatial Accuracy. *Journal of vascular and interventional Radiology: JVIR*, 2007 Sep;18(9):1141-50
- [7] Banovac, F. et al.: Radiofrequency ablation of lung tumors in swine assisted by a navigation device with pre-procedural volumetric planning. Elsevier: Munich, *Journal of vascular and interventional radiology*, 2010, 21/1, pp. 122-109
- [8] Nagel, M. et al.: A Navigation System for Minimally Invasive CT-Guided Interventions. Springer: Berlin, Proceedings of the 8th international conference on Medical image computing and computer-assisted intervention MICCAI, 2005, 3750, pp. 33-40
- [9] Maier-Hein, L. et al.: Standardized assessment of new electromagnetic field generators in an interventional radiology setting. American Association of Physicists in Medicine: Maryland, *Medical Physics* 2012 Jun; 39(6): 3424-34.
- [10] Yaniv, Z. et al.: Electromagnetic tracking in the clinical environment. American Association of Physicists in Medicine: Maryland, *Medical Physics*, 2009, 36/3, pp. 876-892
- [11] Maier-Hein, L. et al.: Respiratory motion compensation for CT-guided interventions in the liver. International Society for Computer Aided Surgery: New York, *Computer Aided Surgery*, 2008, 13/3, pp. 125-138
- [12] Jianhai Li et al.: CT-guided liver biopsy: correlation of procedure time and radiation dose with patient size, weight, and lesion volume and depth. *Clinical Imaging*, Volume 34, Issue4, July–August 2010, Pages 263–268
- [13] Maier-Hein, L. et al.: Precision Targeting of Liver Lesions with a Needle-Based Soft Tissue Navigation System, Springer: Berlin, Proceedings of the 8th international conference on Medical image computing and computer-assisted intervention MICCAI, 2007, 4792, pp. 42-49