

# Präklinische Validierung für das US-gestützte Navigationssystem LiverTrack

S. Eulenstein<sup>1</sup>, M. Jentsch<sup>1</sup>, P.M. Schlag<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Charité Universitätsmedizin Berlin, ECRC, Lindenberger Weg 80,  
13125 Berlin, Germany

<sup>2</sup> Charité Universitätsmedizin Berlin, CCCC, Invalidenstraße 80,  
10115 Berlin, Germany

Kontakt: sebastian.eulenstein@charite.de

## Abstract:

Die computergestützte Planung der Resektion von Lebermetastasen auf Basis von CT Daten ermöglicht es für jeden Patienten optimale, individuell Operationsstrategien zu entwickeln. Die Übertragung der Planung, vor allem für Weichgewebe, in den intraoperativen Situs stellt ein Problem dar. Wir haben ein System entwickelt für die navigierte Leberresektion. Unser Navigationssystem LiverTrack basiert auf intraoperativem Ultraschall (Voluson 730D, GE Healthcare), einem optischen Trackingsystem (Polaris®, Northern Digital Inc.) und einem elektromagnetischen Trackingsystem (Aurora®, Northern Digital Inc.). Mit unserem System kann die Navigation während des gesamten Eingriffs aufrecht erhalten werden.

In Rahmen der Vorbereitung der klinischen Prüfung des Navigationssystems LiverTrack wurde die Genauigkeit der Navigation präklinisch evaluiert. Besonderes Augenmerk liegt dabei auf der Genauigkeit der Nachführung der Ultraschalldaten mit dem elektromagnetischen Trackingsystem.

Schlüsselworte: Navigation, Leberchirurgie, Elektromagnetisches und optisches Tracking, 3D Ultraschall, Phantom

## 1 Problem

Das in unserer Klinik entwickelte Navigationssystem LiverTrack zeigt dem Chirurgen während einer offenen Leberresektion die Lage eines chirurgischen Instrumentes in Relation zu intraoperativ akquirierten 3D Ultraschallaufnahmen. Die genaue Position des Instrumentes und des Ultraschallkopfes wird dabei mit einem optischen Trackingsystem (NDI Polaris®) erfasst. Die Registrierung ermöglicht es, die Planungsdaten mit den Ultraschalldaten zu überlagern und somit das Instrument und die Planung in Relation zur realen Patientenlage darzustellen. Dazu wird zuerst eine Vorregistrierung basierend auf Landmarken auf der Oberfläche der Leber berechnet und anschließend, um eine höhere Genauigkeit bei der Registrierung zu erreichen, werden dann in einem zweiten Schritt die Gefäßverzweigungen im Inneren der Leber genutzt.

Eine kontinuierliche Nachverfolgung der Ultraschall- und Planungsdaten während der Resektion war bisher nicht möglich. Mit der aktuellen Weiterentwicklung ist es gelungen, die Navigation während des gesamten Eingriffs aufrecht zu erhalten. Dazu werden vor der Resektion ein oder mehrere Sensoren (LiverAnchors) in die Nähe relevanter anatomischer Strukturen im Lebergewebe eingebracht. Diese ermöglichen es, die Lage während des gesamten Eingriffes von einem elektromagnetischen Trackingsystem (NDI Aurora®) kontinuierlich zu überwachen, so dass Bewegungen und Deformationen des parenchymatösen Gewebes erfasst werden können.

Auf Basis der gemessenen Bewegungen der in die Leber eingebrachten Sensoren können somit intraoperative Ultraschalldaten und präoperative Planungsdaten kontinuierlich angepasst und abgeglichen werden.

Damit kann erstmals die Navigation von Instrumenten unter kontinuierlicher Detektion von Bewegungen und Deformationen des Lebergewebes ermöglicht werden. Dem Operateur sind somit die Positionen der relevanten anatomischen Strukturen innerhalb der Leber, sowie die Lage des geplanten Resektionsgebietes jederzeit bekannt. Dadurch wird die Entfernung des Tumors unter Berücksichtigung der Blutversorgung des verbleibenden Gewebes sicherer.

Im Rahmen des aktiven DFG Projektes steht das System vor der klinischen Prüfung. Dieser voran stehen eine umfangreiche Dokumentation, ein positives Ethikvotum und eine präklinische Bewertung. Im Rahmen dieser ist es wichtig, die Genauigkeit des Systems zu kennen und vor jedem Einsatz noch einmal zu überprüfen.

103

## 2 Methoden

Fadenphantome sind in der Ultraschall-Kalibrierung und zur Ermittlung der Genauigkeit weit verbreitet [1,2]. Mit dem von uns eingesetzten 3D Ultraschallgerät haben wir insbesondere im Volumenmodus weniger gute Erfahrungen gemacht. Vor allem in Schwenkrichtung waren die Kreuzungspunkte der Fäden in den Ultraschalldaten nicht punktförmig sondern verursachten bis zu 1 cm breite Artefakte. Dies lässt sich unter anderem durch Reflektionen und Interferenzen der Ultraschallwellen an den Fäden erklären. Aus diesem Grund entwickelten wir ein Phantom, in dem die Reflektionen an der Zielstruktur möglichst gering sind. Das Phantom besteht aus einem Becken aus Acrylglas in dem in der Mitte des Bodens ein Podest aus Peek befestigt wurde (Abbildung 1 links). Das Podest wurde mit einem cm Modellersilikon bedeckt, um Reflektionen in den Ultraschalldaten zu minimieren. Auf diese Schicht wurden drei Radierer mit einer Größe von 42x12x17 mm verklebt. Die Radierer haben sich in Experimenten und auf Grund ihrer Schallimpedanz und guten Detektierbarkeit in den US-Daten als besonders geeignet herausgestellt. Der Schwerpunkt beim Entwurf war die schnelle Überprüfung der Genauigkeit des Systems, weniger die anatomischen Strukturen der Leber zu modellieren. Das Phantom steht ebenfalls als virtuelles Modell für die Navigation zur Verfügung (Abbildung 1 rechts).

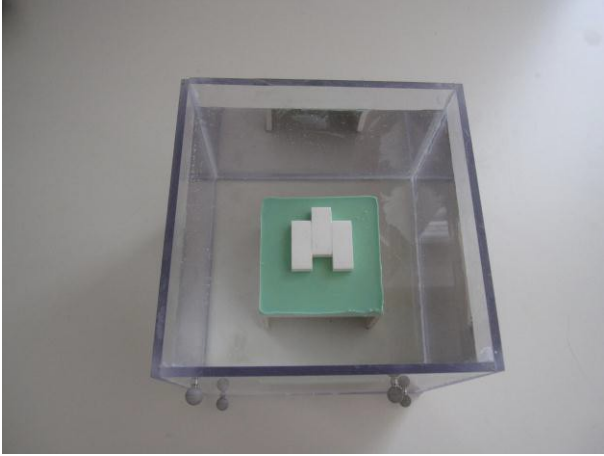


Abb. 1: Ultraschallphantom für die Genauigkeitsstudie (rechts) und als virtuelles Modell (links).

Der Ablauf der Genauigkeitsuntersuchung unterscheidet sich kaum vom Einsatz im OP. Im ersten Schritt wird eine Ultraschallaufnahme mit dem optisch getrackten Ultraschallkopf akquiriert. Anschließend kann die Zielstruktur mit dem Pointer anvisiert werden. Wir wählten dazu die vier Eckpunkte der drei Radiergummis, insgesamt 12 Messpunkte. Die Positionen sind zum einen durch die optische Referenz am Phantom bekannt, zum anderen durch die Markierung in den Ultraschalldaten. Die Differenztransformation der beiden Positionen stellt das Fehlermaß dar. Für die Genauigkeit der elektromagnetischen Nachführung wurde ein EM-Sensor in das Silikon eingebracht. Das Phantom wurde dann auf einem definierten Gitter ( $\pm 3$  cm in x und y Richtung in 1cm Schritten und jeweils 2 Messpunkte auf den Diagonalen) verschoben. Dabei wurde kein neuer Ultraschalldatensatz aufgenommen, sondern mit dem Sensor nachgeführt. In jedem Punkt wurde dann die Abweichung der Pointerspitze zur Zielstruktur in allen 12 Messpunkten in den Ultraschalldaten bestimmt. In Abbildung 2 ist ein Snapshot des Navigationsbildschirms zu sehen. Dargestellt sind der Ultraschalldatensatz mit den Radiergummis frontal (links) und in der Draufsicht (rechts), der Pointer mit einer kleinen roten Kugel zur Visualisierung der Spitze und der EM Sensor für die Nachführung.

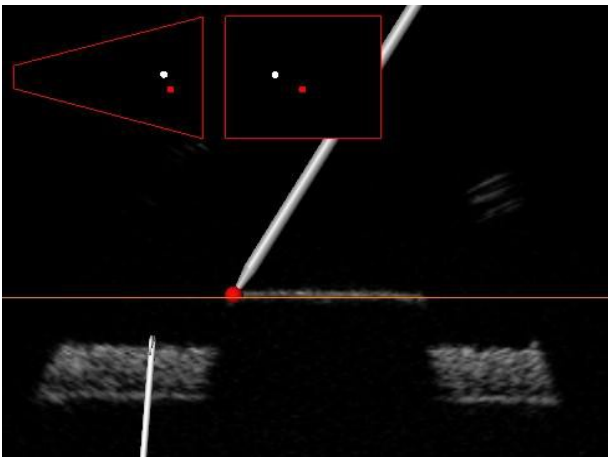
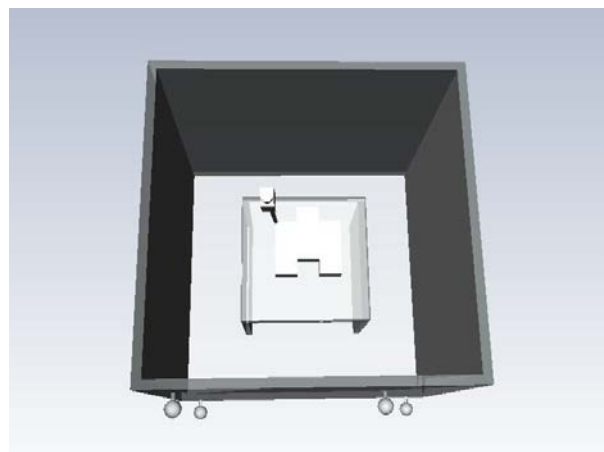
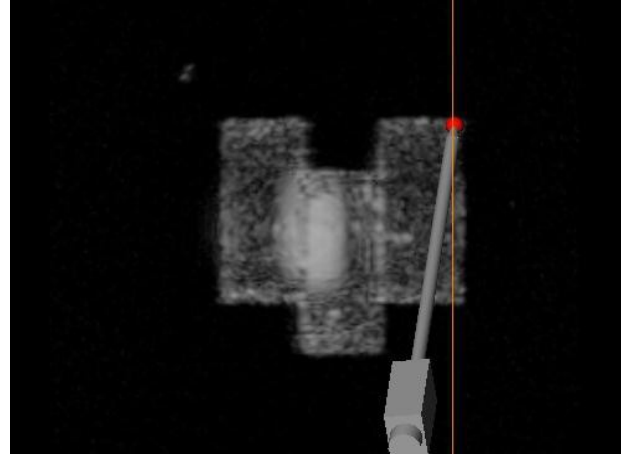


Abb. 2: Navigationsansicht der US-Daten frontal (links) und in der Draufsicht (rechts).





### 3 Ergebnisse

Verschiedene Aspekte spielen bei der Beurteilung der Genauigkeit eine Rolle. Die Differenz zwischen den in den US-Daten markierten Landmarken und durch die optische Referenz am Modell bestimmten Punkte betrug im Durchschnitt 1.8 mm. Im Mittel lagen die mit dem handgeführten Pointer erfassten Landmarken 2.1 mm von der korrespondierenden Landmarke im Modell entfernt. Verschiedene Fehlerquellen kommen dabei zusammen: die gemessene Lage des Sensors im Magnetfeld schwankt im Mittel um 0.34 mm (dabei kommt der Fehler primär aus x und y Richtung, die Schwankungen um z sind sehr gering), die Spitze des handgeführten Pointers im Mittel um 0.4 mm und zusätzlich die Ungenauigkeit beim Abtasten der Zielstruktur mit dem Pointer. Das optische Trackingsystem allein liefert eine hohe Genauigkeit mit einer mittleren Schwankung von 0.04 mm. Die einzelnen Verteilungen sind in Abbildung 4 dargestellt.

Tabelle 1: Abstand der manuell erfasste Landmarken  $LM_{\text{man}}$  zu den korrespondierenden im Modell  $LM_{\text{mod}}$  in mm.

Auffällig ist die Verschiebung der manuell selektierten Landmarken im Mittel von 1.4 mm in x-Richtung, was in diesem Fall der Schwenkrichtung des 2D Transducers entspricht (Abbildung 3). Die Verschiebungen des Phantoms in der XY-Ebene haben dabei nur minimalen Einfluss auf den Fehler des Systems. Die ermittelte Gesamtgenauigkeit von im Schnitt 2.14 mm ist ausreichend, um die von uns definierten Anforderung des Navigationssystems für die Weichgewebeschirurgie zu erfüllen.

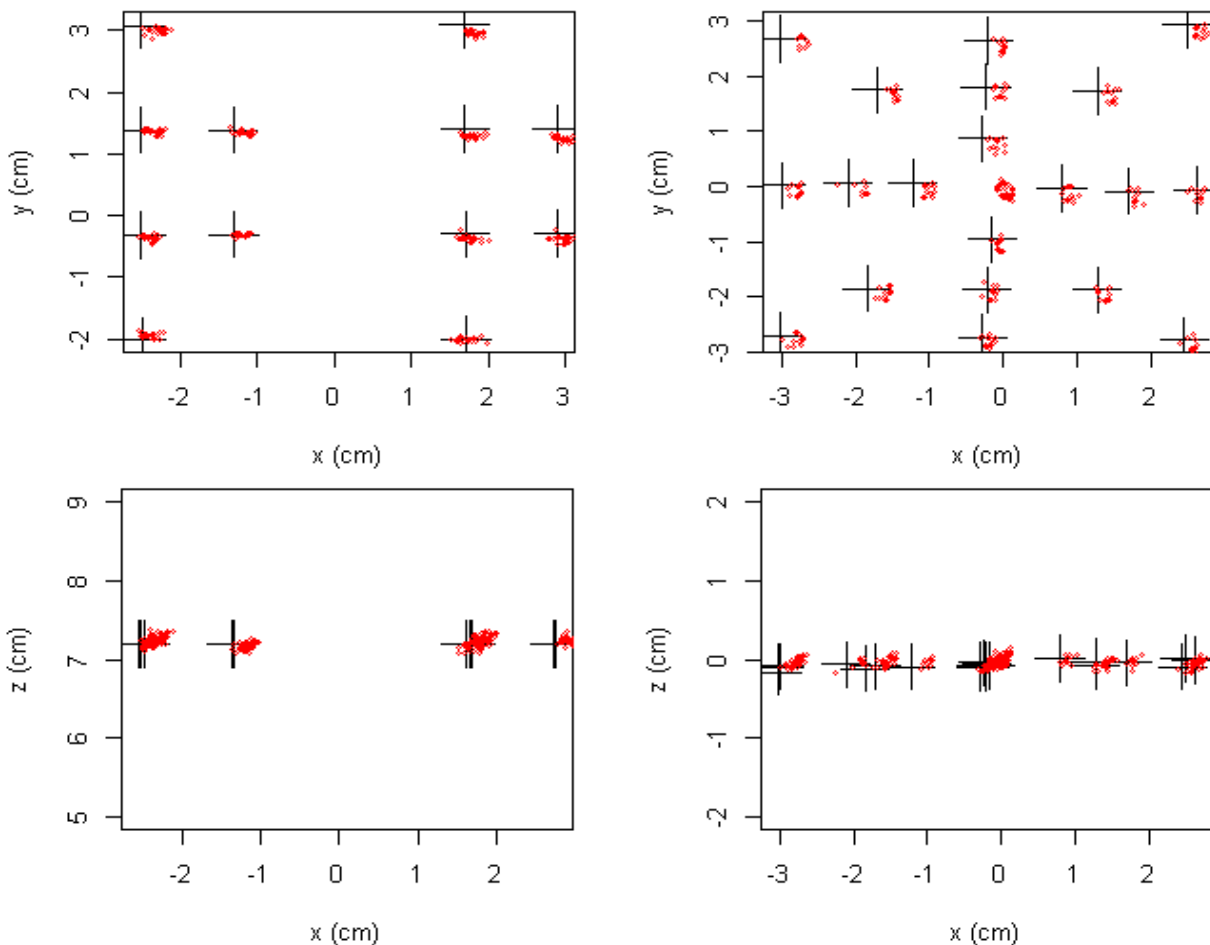


Abb. 3: Links: Position der erfassten Landmarken in Relation zu den korrespondierenden Landmarken im Modell (Kreuz). Rechts: Abweichung bei der EM Nachführung an den Rasterpunkten der Verschiebung des Phantoms.

	x	y	z	$\Delta (LM_{man}, LM_{mod})$
$\mu$	1,415	-0,959	0,245	2,143
$\sigma$	1,012	0,999	0,621	0,889

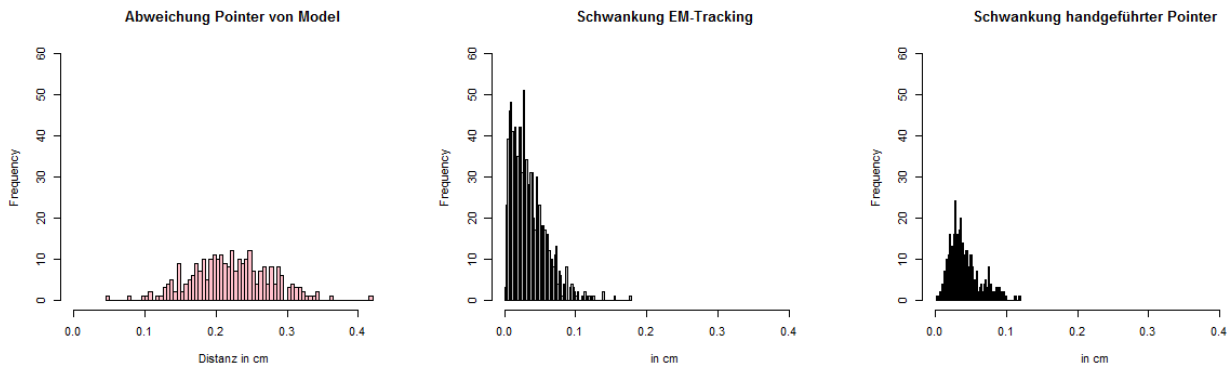


Abb. 4: Histogramme für die Abweichung des Pointers zum Modell (links), die Streuung der Positionserfassung durch das elektromagnetische Tracking (mitte) und die Streuung des handgeführten optischen Pointers (rechts).

## 4 Diskussion

Das in dieser Arbeit vorgestellte Modell ist für die schnelle Überprüfung der Genauigkeit des Navigationssystems sehr geeignet. Zudem ist die Herstellung einfach und preisgünstig. In Hinblick auf den 3D Ultraschall hat es sich im Vergleich zum Fadenphantom als die bessere Alternative herausgestellt. Eine Einschränkung des Phantoms ist, dass es sich um ein starres Modell handelt, das keine definierten Deformationen zulässt. Da die Zielstruktur aus Silikon und Gummi besteht, ist für die Zukunft auch ein elastisches Modell geplant.

Das Verfahren entspricht in großen Teilen dem Einsatz des Navigationssystems im OP. Für einen realistischen Vergleich wurde deshalb der Pointer mit der Hand geführt. Die dabei erzielte Genauigkeit von 2.1 mm erfüllt die von uns gestellten Anforderungen an das Navigationssystem. Alle Messungen wurden im Labor unter optimalen Bedingungen durchgeführt. Im Operationssaal ist auf Grund von metallischen und elektromagnetischen Störeinflüssen mit einer geringeren Genauigkeit beim EM-Tracking zu rechnen [3]. Durch redundante Messungen mit mehreren Sensoren und einer Optimierung des OP Aufbaus wird versucht, diesen Fehler weiter zu minimieren. Mit dieser Arbeit wurde ein Grundstein für permanente Navigationsunterstützung während der Leberresektion gelegt. Der klinische Benefit des Systems beim Einsatz im OP soll die klinische Prüfung zeigen.

Wir danken der Deutschen Forschungsgesellschaft, die das Projekt „Entwicklung eines klinisch einsetzbaren Navigationssystems mit kontinuierlichem Deformationsausgleich zur präzisen Resektion von Lebertumoren“ unterstützt.

## 5 Referenzen

- [1] Lindseth F, Bang J, Langø T, A robust and automatic method for evaluating accuracy in 3-D ultrasound-based navigation. *Ultrasound Med Biol.* 29(10), 2003
- [2] Leotta DF, An efficient calibration method for freehand 3-D ultrasound imaging systems. *Ultrasound Med Bi-ol.* 30(7), 2004
- [3] Eulenstein S, Beller S, Lange T, Hünerbein M, and Schlag PM, First experimental experience with an electromagnetic tracking system in the operation theatre. In CURAC, 2006.