

# Markerlose Navigation für perkutane Nadelinsertionen

A. Seitel<sup>1</sup>, M. Servatius<sup>2</sup>, A.M. Franz<sup>1</sup>, N. Bellemann<sup>2</sup>, M. Engel<sup>1</sup>, K. Yung<sup>1</sup>, T. Kilgus<sup>1</sup>, C.M. Sommer<sup>2</sup>, B. Radeleff<sup>2</sup>, H.-P. Meinzer<sup>1</sup>, L. Maier-Hein<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Deutsches Krebsforschungszentrum, Abteilung Medizinische und Biologische Informatik, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup> Universität Heidelberg, Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Kontakt: a.seitel@dkfz-heidelberg.de

## Abstract:

Perkutane Nadelinsertionen werden immer häufiger zu Diagnose oder Therapie Zwecken eingesetzt. Die Herausforderungen hierbei sind eine effektive Planung von sicheren Zugangswegen, die Übertragung dieser Planungsdaten auf den Patienten, sowie die möglichst genaue Nadelinsertion. Existierende Navigationssysteme für minimal-invasive Nadelinsertionen basieren oft auf Markern zur Registrierung und Bewegungserfassung. Somit wird der bisherige klinische Workflow durch Verwendung zusätzlicher Hardware und speziell angefertigter Instrumente drastisch verändert.

Wir stellen das erste Navigationssystem für perkutane Nadelinsertionen vor, das automatisch geeignete Zugangswege bestimmt, ohne zusätzliche Marker auskommt und sowohl Registrierung als auch Navigation mit einer einzigen Modalität ohne weitere zusätzliche Hardware ermöglicht. In einer ersten Phantomevaluation konnte eine Genauigkeit im Bereich von 7 mm ermittelt werden. Das einfache Setup sowie die vergleichsweise geringen Hardware-Kosten unterstreichen das klinische Potential.

Schlüsselworte: Markerlose Navigation, Time-of-Flight Kamera, Automatische Zugangsplanung, Nadelinsertionen

## 1 Problem

Minimal-invasive Verfahren gewinnen zunehmend an Bedeutung bei der Behandlung von Tumorerkrankungen im Abdominalraum. Weit verbreitet sind perkutane Nadelinsertionen, die z.B. bei Biopsien oder Radiofrequenzablationen zum Einsatz kommen. Hierbei wird ein nadelförmiges Instrument durch die Haut zur Zielstruktur innerhalb des Körpers geführt. Das sichere Abschließen dieser Intervention hängt stark von der Fähigkeit des behandelnden Arztes ab, die Nadel exakt entlang des definierten Zugangsweges einzubringen. Zahlreiche computer-basierte Navigationsansätze zur Unterstützung des Eingriffs wurden bereits vorgestellt [1], konnten jedoch bislang keine weite Verbreitung in der klinischen Routine finden, da sie zur Erfassung von Instrumenten- und Patientenposition auf markerbasierte Lokalisationsansätze angewiesen sind, welche den Hardware-Aufwand und somit die Komplexität des Eingriffs deutlich erhöhen. Somit kann deren Nutzen für den Patienten den zusätzlichen Hardware-Aufwand sowie die zusätzlichen Kosten nicht rechtfertigen. Diese Arbeit stellt einen Navigationsansatz vor, welcher durch Verbesserung und Vereinfachung des Navigationsworkflows den Nutzen für den Patienten weiter erhöhen soll. Hierbei wird lediglich eine einzige Modalität sowohl für die Lokalisierung des Patienten als auch für die Zielführung der Nadel verwendet. Der Ansatz spannt den Bogen einer gesamten derartigen Intervention von der Zugangsplanung bis hin zur Nadelinsertion und erlaubt eine einfache Integration in den klinischen Workflow.

## 2 Methoden

Abbildung 1 zeigt schematisch den Ablauf des entwickelten markerlosen Nadelnavigationsansatzes, dessen Hauptkomponenten sowie dessen Evaluation im Folgenden detaillierter beschrieben werden.

### Navigationssystem

#### Zugangsplanung

Die automatische Zugangsplanung berechnet einen Trajektorienvorschlag, welcher die bezüglich vorher bestimmter Kriterien (wie z.B. die Trajektorienlänge oder deren Abstand zu Risikostrukturen) am besten geeigneten Zugangswege enthält. Ausgehend von Segmentierungen der einzelnen Strukturen wird hierbei anhand definierter Bedingungen (sogenannter *hard constraints*), wie z.B. der Nadellänge, zunächst eine Einstichszone auf der Hautoberfläche berechnet, wel-

che alle Einstichspunkte enthält, die keine dieser Bedingungen verletzen. Diese werden dann mittels der *soft constraints* bewertet und entsprechend der Gewichtung der einzelnen constraints (z.B. der Distanz zu kritischen Strukturen) farblich markiert, um dem Arzt somit eine Entscheidungshilfe für die Trajektorienauswahl zu geben. Insbesondere wurde in dieser Arbeit auch erstmals eine Planung ermöglicht, die unabhängig von manuellen Priorisierungen dieser *soft constraints* mögliche Zugangswege unter Verwendung der sogenannten Pareto-Optimierung vorschlägt [2].

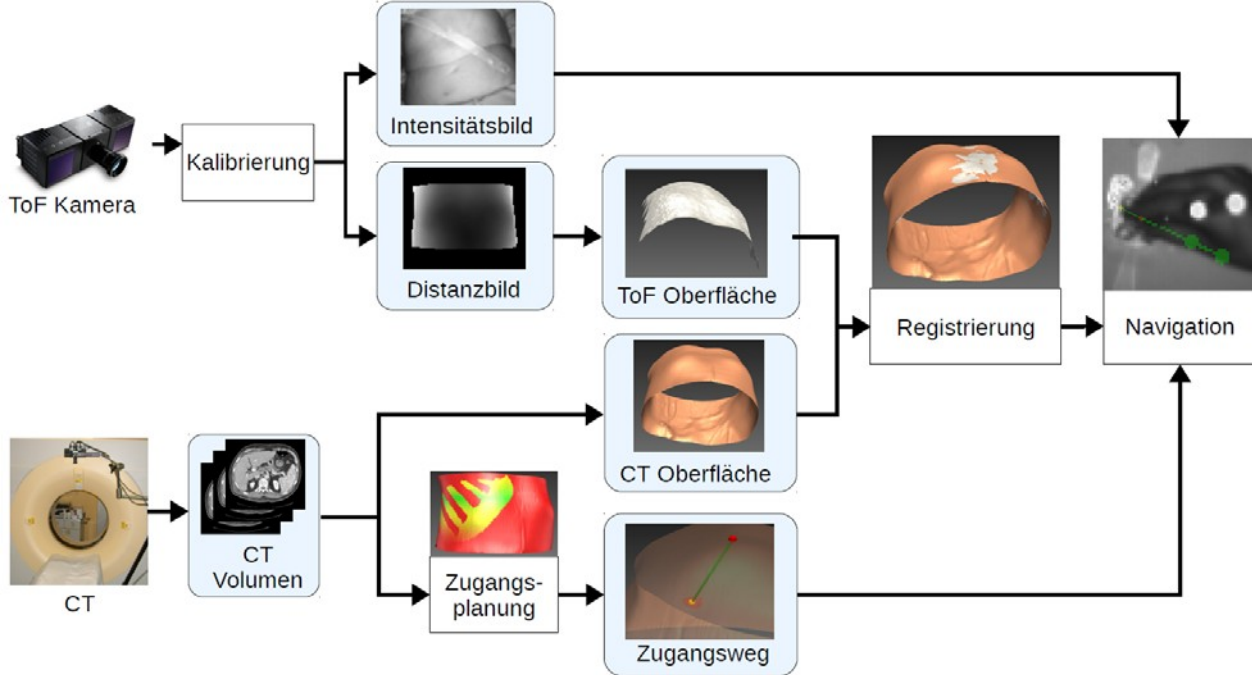


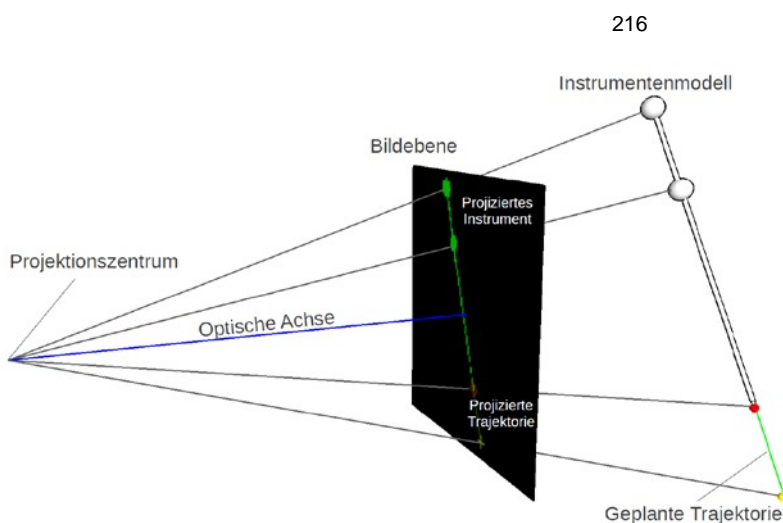
Abb. 1: Workflow der markerlosen Nadelnavigation. Ausgehend von präoperativen CT- Planungsdaten wird mit einer automatischen Zugangsplanung ein geeigneter Zugangsweg ermittelt. Dieser wird während der Intervention auf den Patienten übertragen indem mittels der Time-of-Flight (ToF)-Kamera aufgenommene Oberflächendaten mit den Oberflächendaten extrahiert aus dem präoperativen CT-Bild registriert werden. Die eigentliche Zielführung erfolgt schließlich durch Einblendung von Navigationsinformationen im Intensitätsbild der ToF Kamera.

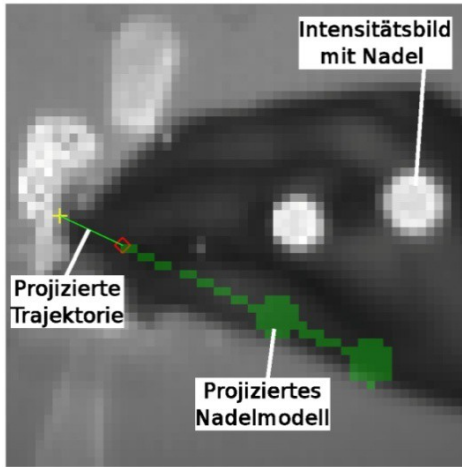
### Intraoperative Datenerfassung

Während der Intervention kommt erstmals eine Time-of-Flight (ToF) Kamera zum Einsatz. Sie erlaubt die Akquisition von korrespondierenden Distanz- und Intensitätsbildern und kann somit sowohl für die Übertragung des Zugangsweges auf den Patienten als auch für die Visualisierung von Navigationsinformationen verwendet werden. Nach Vorverarbeitung der Distanzdaten werden diese in eine Oberflächenrepräsentation überführt, welche für die oberflächenbasierte Registrierung mit den Planungsdaten verwendet wird.

### Markerlose Navigation

Die Navigationsunterstützung erfolgt unter Verwendung der Intensitätsinformationen der ToF Kamera (siehe Abb. 2). Ein Oberflächenmodell der verwendeten Insertionsnadel wird, im Koordinatensystem der ToF-Kamera, virtuell auf den geplanten Einstichpunkt platziert und entlang der Trajektorie ausgerichtet. Unter Verwendung der intrinsischen Kameraparameter wird diese Oberfläche, sowie der geplante Zugangsweg in das Intensitätsbild der ToF Kamera zurückprojiziert und dient dort der Zielführung. Zur *Nadelausrichtung* wird das im Intensitätsbild sichtbare Instrument mit der überlagerten Projektion in Übereinstimmung gebracht. Für die *Nadelinsertion* wird das Nadelmodell sowie dessen Projektion entlang des Zugangsweges an den Zielpunkt verschoben. Eine Führungsvorrichtung kann verwendet werden, um den eingeschlagenen Einstichwinkel beizubehalten.





(a)

(b)

Abb. 2: Visualisierung für die navigierte Nadelinsertion. (a) Das virtuelle Instrumentenmodell wird entlang der Trajektorie ausgerichtet und in die Bildebene zurückprojiziert. (b) Die Projektion wird dem Intensitätsbild überlagert und dient dort zur Zielführung.

## Evaluation

Das entwickelte Navigationssystem wurde in einer Phantomevaluation im klinischen Workflow evaluiert. Als ToF Kamera kam der CamCube 3.0 (PMDTechnologies GmbH, Siegen) zum Einsatz, dessen Tiefendaten sowohl mit dem in [3] beschriebenen merkmalerhaltenden Glättungsfilter als auch dem in [4] vorgestellten Kalibrierungsansatz vorverarbeitet wurden. Für die Oberflächenregistrierung wurde der Iterative Closest Point (ICP) Algorithmus mit manueller, punktbasierter Initialisierung verwendet. 10 künstliche Ziele wurden in unterschiedlichen Tiefen im Phantom platziert und mit Hilfe des Systems punktiert. Nach jeder erfolgten Nadelinsertion wurde ein CT-Bild zur Kontrolle akquiriert. Der Gesamtfehler wurde dort als Euklidischer Abstand zwischen der Zielposition und der Nadelspitze bestimmt. Zusätzlich wurde die automatische Zugangsplanung in einer retrospektiven Studie an zehn klinischen Datensätzen bei denen nach der Nadelinsertion Komplikationen auftraten evaluiert.

## 3 Ergebnisse

Die Gesamtgenauigkeit des Navigationssystem konnte mit einem Median von 6.9 mm (Mittelwert:  $8.1 \pm 4.9$  mm) bestimmt werden. Der Fehleranteil (vgl. Fehlerdefinition in [5]) entlang der Nadelachse war hierbei mit einem Median von 0.9 mm (Mittelwert:  $2.6 \pm 2.8$  mm) kleiner als derjenige in laterale Richtung (6.0 mm (Mittelwert:  $7.3 \pm 4.7$  mm)). Die automatische Zugangsplanung konnte in der retrospektiven Studie in sechs Fällen die gewählten Trajektorien als ungeeignet und in den verbleibenden vier Fällen als schlecht bewertet erkennen. Der generierte Trajektorienvorschlag wurde von erfahrenen interventionellen Radiologen durchgehend als sicher und medizinisch sinnvoll bewertet (Für Details siehe auch [2]).

## 4 Diskussion

Das vorgestellte Navigationssystem für perkutane Nadelinsertionen ist unserem Wissen nach das erste derartige System, das mit nur einer Modalität für sowohl Registrierung als auch Navigation auskommt. Zusammen mit der automatischen Zugangsplanung umfasst das System den gesamten Bogen von der Planung bis hin zur eigentlichen Nadelinsertion. In einer Machbarkeitsstudie konnte eine Genauigkeit im Bereich von 7 mm erreicht werden.

Der noch relativ hohe Fehler insbesondere in lateraler Richtung ist zum Großteil durch die in den ToF-Bilddaten noch stark vorhandenen systematischen Fehler begründet. Es bedarf dahin weiterhin einer Verbesserung der Tiefendaten z.B. durch speziell angepasste Kalibrierungsverfahren. Zusätzlich gilt es zu untersuchen inwieweit andere 3D Bildgebungsmodalitäten (z.B. die Kinect Kamera von Microsoft<sup>®</sup>) genauere Tiefeninformationen und somit eine verbesserte Insertionsgenauigkeit liefern können.

217

In weiteren Studien soll zudem untersucht werden, wie der gesamte Navigationsansatz in nicht-rigiden Szenarien abschneidet und ob eine Atembewegungskompensation geschätzt aus der Hautoberflächenbewegung (z.B. wie in [6]) akzeptable Ergebnisse liefert.

Das entwickelte Navigationskonzept zeigt nichtsdestotrotz klare Vorteile gegenüber dem konventionellen sowie bisherigen Navigationsansätzen. Insbesondere konnten die Zugangsplanung verbessert und die zusätzlichen Kosten sowie die zusätzliche Komplexität der Hardware verringert werden. Somit wird eine einfache Integration in den klinischen Workflow ermöglicht, was für die Etablierung derartiger Navigationssysteme in der klinischen Routine unabdingbar ist.

## 5 Danksagung

Die vorliegende Arbeit ist im Rahmen des Graduiertenkollegs 1126 „Intelligente Chirurgie“ gefördert von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) entstanden. Die Software für dieses Projekt wurde im open-source Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) entwickelt.

- [1] Wood BJ, Kruecker J, Abi-Jaoudeh N, Locklin JK, Levy E, Xu S, et al. Navigation systems for ablation. *J Vasc Interv Radiol.*;21(8 Suppl):257-263, 2010
- [2] Seitel A, Engel M, Sommer CM, Radeleff BA, Essert-Villard C, Baegert C, Fangerau M, Fritzsche KH, Yung K, Meinzer HP, Maier-Hein L. Computer-assisted trajectory planning for percutaneous needle insertions. *Med Phys*, 38(6):3246–3259, 2011.
- [3] Seitel A, dos Santos T, Mersmann S, Penne J, Groch A, Yung K, Tetzlaff R, Meinzer HP, and Maier-Hein L. Adaptive bilateral filter for image denoising and its application to in-vitro Time-of-Flight data. In K. H. Wong and D. R. H. III, editors, *SPIE Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 796423, Orlando (USA), 2011.
- [4] Fuchs S, Hirzinger G. Extrinsic and Depth Calibration of ToF-cameras. In: *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*; 2008.
- [5] Widmann G, Stoffner R, Sieb M, Bale R. Target registration and target positioning errors in computer-assisted neurosurgery: proposal for a standardized reporting of error assessment. *Int J Med Robot*, 5(4):355–365, 2009
- [6] Hostettler A, Nicolau SA, Soler L, Rmond Y, Marescaux J: A real-time predictive simulation of abdominal organ positions induced by free breathing. In: *Biomedical Simulation*. Volume 5104 of *Lecture Notes in Computer Science*. pp 89-97, 2008