

Time-of-Flight Kameratechnik für Augmented Reality in der computergestützten Chirurgie

S. Mersmann¹, M. Müller¹, A. Seitel¹, F. Arnegger², R. Tetzlaff³,
M. Baumhauer¹, B. Schmied², H.-P. Meinzer¹, L. Maier-Hein¹

¹Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik, DKFZ Heidelberg

²Klinik für Allgemein, Viszeral- und Transplantationschirurgie, Universität Heidelberg

³Klinik und Poliklinik für Neuroradiologische Diagnostik und Intervention,
Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

s.mersmann@dkfz-heidelberg.de

Kurzfassung. Medizinische Interventionen werden zunehmend durch Augmented Reality unterstützt, um aus prä-operativen Bildern zusätzliche Informationen über die Anatomie und Pathologie des Patienten zu erhalten. Dazu bedarf es einer Registrierung mit einer intra-operativen Bildgebungsmodalität wie C-Bogen Computertomograph (CT), Ultraschall oder Endoskop. In diesem Beitrag untersuchen wir das Potential der neuartigen Time-of-Flight (ToF) Kameratechnik für die markerlose Registrierung. Dafür wurden korrespondierende CT- und ToF-Aufnahmen je einer explantierter Leber von Schwein und Mensch akquiriert, die vor den Aufnahmen mit Zielmarkern ausgestattet wurden. Durch die angewendete Registrierungsmethode wurden die CT-Marker auf die 2D ToF-Marker aus dem ToF-Intensitätsbild abgebildet und der 2D Target Visualization Error (TVE) als Qualitätsmaß bestimmt. Zusätzlich wurden Videoaufnahmen der untersuchten Organe gemacht, um den 2D TVE einer bekannten marker-basierten Registrierungsmethode zur Schätzung der Kameraposition (Inside-Out Tracking) bestimmen zu können. Die ToF-basierte markerlose Registrierung ergab einen mittleren TVE von 2.3 ± 1.3 mm. Im Vergleich dazu lag der TVE der marker-basierten Registrierung bei 0.9 ± 0.4 mm.

1 Einleitung

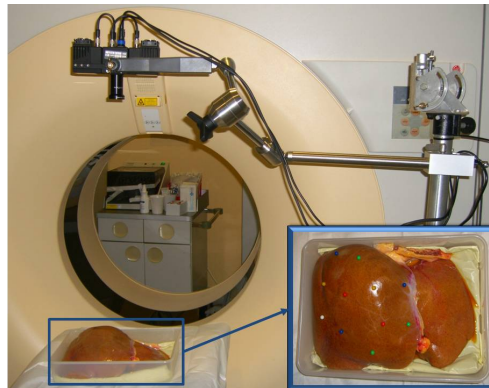
Der Einsatz von Augmented Reality (AR) zur Überlagerung von intra-operativen (IO) Videos mit prä-operativen (PO) Informationen über die Anatomie und Pathologie des Patienten findet in der navigierten medizinischen Intervention zunehmendes Interesse. Computergestützte Diagnose- und Planungssysteme sind in der klinischen Routine bereits etabliert, die Registrierung von Planungsdaten mit dem Patienten zum Interventionszeitpunkt ist jedoch noch eine große Herausforderung auf dem Weg zur computergestützten Therapie. Für die dazu benötigte Registrierung von PO Daten mit dem Patienten ist eine IO Bildakquise notwendig. In der Vergangenheit wurden verschiedene Modalitäten für die IO Aufnahme von Patienteninformationen vorgeschlagen. Feuerstein et al. [1]

benutzten eine marker-basierte co-registrierte C-Bogen und Endoskop Konfiguration, mit der kalibrierte IO Computertomographie (CT)-Aufnahmen im Endoskopbild visualisiert werden können. Einen AR-Ansatz zur Überlagerung von Ultraschall-Daten mit PO CT-Daten durch Registrierung von Landmarken im Blutgefäßbaum stellten Lange et al. [2] vor. Baumhauer et al. [3] präsentierten ein System für die laparoskopische Prostatektomie und partielle Nephrektomie mit einem marker-basierten Inside-Out Trackingansatz (Abschn. 2.2). Diese Ansätze bedienen sich natürlicher oder künstlicher Landmarken für die IO Registrierung. Eine innovative Alternative zu den etablierten IO Bildgebungsmodalitäten stellt die Time-of-Flight (ToF) Kamera dar, die eine dichte Erfassung der Tiefeninformationen einer Szene in Echtzeit ermöglicht. Durch Limitationen dieser jungen Technik, wie systematische Fehler und Rauschen der Messdaten, wird die Bestimmung des Registrierungsfehlers erforderlich. In diesem Beitrag untersuchen wir die Eignung der ToF-Kamera für die markerlose IO Registrierung, indem wir ToF-Aufnahmen mit korrespondierenden CT-Aufnahmen von je einer explantierten Leber von Schwein und Mensch registrieren und das Ergebnis mit dem Ergebnis einer bereits publizierten marker-basierten Registrierungsmethode zur Bestimmung der Kameraposition (Inside-Out Trackingansatz) [3] vergleichen.

2 Material und Methoden

Für PO Planungsdaten und IO Bilddaten, die von verschiedenen Bildquellen aufgenommen wurden, ist die Registrierung eine Voraussetzung für AR-Anwendungen. In diesem Abschnitt beschreiben wir die von uns verwendeten Methoden zur ToF-basierten IO Registrierung (Abschn. 2.1) und zur marker-basierten Kamerapositionsschätzung publiziert von Baumhauer et al. [3] (Abschnitt 2.2). Diese Methoden vergleichen wir mittels in das Organ eingebrachter farbiger Marker (Abb. 1), die als Zielpunkte für die Evaluation dienen. Als Qualitätsmaß für die Registrierung verwenden wir den 2D Target Visualization Error (TVE), der an diesen Markern auftritt. Einige dieser Marker werden zudem als Landmar-

Abb. 1. Setup zur Aufnahme der Daten mit *Time-of-Flight* (ToF) Kamera und menschlicher Leber mit integrierten Farbmarkern im Computertomographen (CT).



ken verwendet, um schnell gute Transformationen für die initiale Ausrichtung zu erhalten. Die Experimente, werden in Abschn. 2.3 beschrieben.

2.1 Markerlose ToF-basierte Registrierung

ToF-Kameras generieren simultan zwei Bilder, ein Distanzbild in dem pixelweise die Tiefeninformation der betrachteten Szene abgebildet ist und ein grauwertskaliertes Intensitätsbild. Um das Intensitätsbild mit Informationen aus dem CT-Planungsdatensatz anzureichern, benötigt man (1) eine Vorverarbeitung der ToF-Daten, (2) die Erstellung von Organoberflächen und 3D Markersets aus den Distanzbildern und (3) das Matching der Organoberfläche aus den CT-Daten auf die partielle ToF-Oberfläche.

1. *Vorverarbeitung*: Die Distanz- und Intensitätsbildserien werden mit einem über die Zeitachse arbeitenden Medianfilter entrauscht und mit einem Bilateral Filter geglättet. Zur Korrektur der Objektivverzerrungen wird die laterale Kalibrierung nach Zhang et al. [4] angewendet. Aus den Intensitätsbildern werden die Markerpositionen manuell und die Organe mittels Maskierung markiert und auf das Distanzbild zur Segmentierung übertragen. Optional werden Reflektionsfehler auf der Organoberfläche über eine Distanzschwelle eliminiert.
2. *3D-Objekterzeugung*: Mittels der intrinsischen ToF-Kameraparameter werden aus den Pixeln des segmentierten Distanzbildes die 3D Koordinaten bestimmt, die zu einer 3D Oberfläche trianguliert werden. Die Markerpositionen werden mittels der intrinsischen ToF-Kameraparameter und der Distanz, die der Bildposition zugeordnet ist, in ein 3D Markerset überführt.
3. *Registrierung*: Für die grobe Ausrichtung der Oberflächen wird ein Teil der Marker, die punkt-basiert rigide registriert werden, verwendet, um schnell eine gute initiale Transformation zu erhalten. Markerlos kann die initiale Ausrichtung mit graphbasierten Methoden etwa nach [5] realisiert werden. Auf diese Vor-Ausrichtung der Oberflächen wird ein ICP-Algorithmus angewendet. Die dadurch erhaltene Transformation wird mit der initialen Transformation aus der rigiden punkt-basierten Registrierung komponiert. Mit der inversen Transformation und den intrinsischen ToF-Kameraparametern werden die CT-Oberfläche und das 3D CT-Marker set in das ToF-Intensitätsbild rückprojiziert. Für jeden projizierten 2D CT-Marker und korrespondierenden 2D ToF-Marker wird der TVE über die euklidische Distanz bestimmt.

2.2 Marker-basierte Registrierung

Als Vergleichsmaß für die Qualität der ToF-basierten Registrierung wird eine Methode zur marker-basierten Schätzung der Kameraposition [3] angewendet. Diese Methode benutzt ein Videoaufnahmen und einen CT-Planungsdatensatz desselben Objekts, in das vorab farbige Marker eingebracht werden, die über ihren HSV-Farbwert segmentiert werden. Für die Registrierung werden die initial geschätzte Kameraposition, das CT-Marker set und Videomarker set ausgerichtet,

Tabelle 1. TVE für die ToF-basierte (ToF) und die marker-basierte (InOut) Methode. Die Ergebnisse wurden über alle Zielmarker (ToF: n=24, InOut : n=45) gemittelt.

TVE	Schweineleber		Menschenleber	
	ToF	InOut	ToF	InOut
Mittelwert \pm SD / mm	2.5 ± 1.5	1.0 ± 0.5	1.9 ± 1.1	0.7 ± 0.3
MAX / MIN / mm	5.2 / 0.6	2.1 / 0.1	4.7 / 0.6	1.4 / 0.2

bis ein Schwellwert, der die Überlagerungsqualität der Markersets beschreibt, erreicht wird. Die so erhaltene Kameraposition zeigt das Videobild mit der überlagerten CT-Planung (Abb. 2 b). Der TVE als Qualitätsmaß wird über Rückprojektion der CT-Marker in das Videobild bestimmt. Dafür wird die euklidische Distanz zwischen korrespondierenden Markerpositionen berechnet.

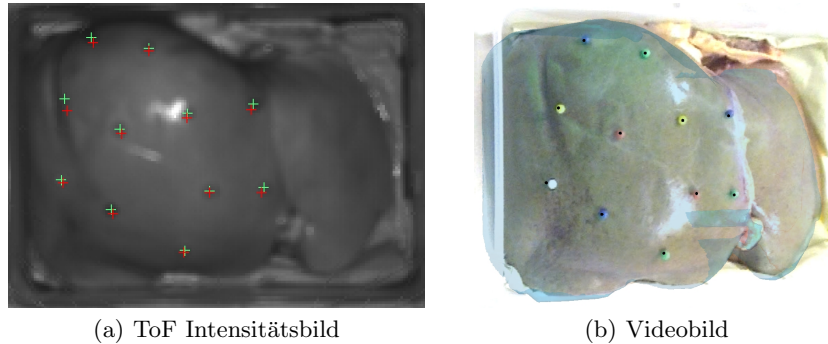
2.3 Evaluation

Die verwendeten Daten wurden mittels drei verschiedener Bildquellen aufgezeichnet - CT-Scanner, ToF-Kamera und Videokamera. Die Aufnahmen wurden an je einer explantierten Menschen- und Schweineleber in einem CT-Interventionsraum durchgeführt, um Deformationen der Organe durch Transportbewegungen zu minimieren. In die Organe wurden vor den Aufnahmen elf farbige Marker eingebracht. Mit der Videokamera wurden handgehaltene Schwenks über das jeweilige Organ gemacht. Die ToF-Kamera wurde für die Aufnahmen in einer Entfernung von ≈ 50 cm fest montiert (Abb. 1). Die Organaufnahmen wurden dreimal mit veränderter Kombination von Ziel- und Registrierungsmarkern verwendet, um eine Veränderung in der initialen Ausrichtung zu erhalten. Die Registrierungsmarker wurden nicht zur Bestimmung des TVE verwendet. Die marker-basierte Kamerapositionsschätzung wurde zusätzlich auf drei verschiedenen Bildern der Videoaufnahme wiederholt, um unterschiedliche Ansichten des Organs zu berücksichtigen. Für die ToF-basierte Registrierung wurden pro Durchlauf an 8 von 11 Markern der TVE bestimmt, bei der marker-basierten Registrierung an 5 von 10 Markern, da der weiße Marker nicht segmentiert werden konnte.

3 Ergebnisse

Tabelle 1 zeigt die Mittelwerte der euklidischen Distanzen, die Standardabweichung (SD) und das Maximum/Minimum für die untersuchten Organe und Registrierungsmethoden. Der mittlere TVE für beide Organe liegt bei 2.3 ± 1.3 mm für ToF und 0.9 ± 0.4 mm für die Inside-Out Methode (hier: InOut). Abb. 2 zeigt ein exemplarisches Registrierungsergebnis für beide Methoden.

Abb. 2. Ergebnisse: Zielpositionen (grün), geschätzte CT-Zielpunkte (rot), eingeblendete CT-Segmentierung mit geschätzten CT-Zielpunkten (schwarz).



4 Diskussion

In diesem Beitrag wurden erstmals ToF-Aufnahmen im Kontext der IO Registrierung untersucht. Dazu wurde der Fehler der markerlosen rigiden Registrierung mit dem einer etablierten marker-basierten rigiden Methode verglichen. Zum ersten Mal wurden hierfür Aufnahmen an einem explantierten menschlichen Organ, das nicht transplantiert werden konnte, gemacht. Ein mittlerer 2D TVE von weniger als 2.5 mm zeigt die generelle Eignung der ToF-Kamera als IO Bildquelle. Die erwartungsgemäß besseren Ergebnisse für den marker-basierten Inside-Out Trackingansatz sind auf die überlegende Auflösung der Videokamera und auf das hohe Rauschlevel und systematische Fehler der ToF-Kamera zurückzuführen. Zukünftig soll deshalb eine Kalibrierung der systematischen Fehler in das System integriert werden. Weitere Ziele sind die Integration der graphbasierten initialen Ausrichtung für die Registrierung [5] und eine nicht-rigide Volumenregistrierung basierend auf einem biomechanischen Modell, ähnlich dem von Cash et al. [6] vorgestellten Modell zur Registrierung von CT- mit Laserscanner-Daten.

Literaturverzeichnis

1. Feuerstein M, et al. Intraoperative laparoscope augmentation for port placement and resection planning in minimally invasive liver resection. *IEEE Trans Med Imaging*. 2008;27(3):355–69.
2. Lange T, et al. 3D ultrasound-CT registration of the liver using combined landmark-intensity information. *Int J CARS*. 2009;4(1):79–88.
3. Baumhauer M, et al. Soft tissue navigation for laparoscopic partial nephrectomy. *Int J CARS*. 2008;3(4):307–14.
4. Zhang Z. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*. 2000;22(11):1330–4.
5. dos Santos TR, et al. Correspondences Search for Surface-Based Intra-Operative Registration. *Lect Notes Computer Sci*. 2010;6362:660–7.
6. Cash DM, et al. Concepts and preliminary data toward the realization of image-guided liver surgery. *J Gastrointest Surg*. 2007;11(7):844–59.