

# In-vitro Evaluation von endoskopischer Oberflächenrekonstruktion mittels Time-of-Flight-Kameratechnik

A. Groch<sup>1</sup>, S. Hempel<sup>2,5</sup>, S. Speidel<sup>3</sup>, K. Höller<sup>5,2</sup>, R. Engelbrecht<sup>4</sup>, J. Penne<sup>6</sup>,  
A. Seitel<sup>1</sup>, S. Röhl<sup>3</sup>, K. Yung<sup>1</sup>, S. Bodenstedt<sup>3</sup>, F. Pflaum<sup>4</sup>, T. Kilgus<sup>1</sup>,  
H.-P. Meinzer<sup>1</sup>, J. Hornegger<sup>2</sup>, L. Maier-Hein<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Abt. Medizinische und Biologische Informatik, Deutsches Krebsforschungszentrum

<sup>2</sup>Lehrstuhl für Mustererkennung, Universität Erlangen-Nürnberg

<sup>3</sup>Institut für Anthropomatik, Karlsruher Institut für Technologie

<sup>4</sup>Lehrstuhl für Hochfrequenztechnik, Universität Erlangen-Nürnberg

<sup>5</sup>Forschungsgruppe für Minimal-invasive Interdisziplinäre Therapeutische Intervention  
am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München

<sup>6</sup>PMD Technologies GmbH, Siegen

[a.groch@dkfz-heidelberg.de](mailto:a.groch@dkfz-heidelberg.de)

**Kurzfassung.** Eine der größten Herausforderungen im Kontext von computergestützten Systemen für laparoskopische Eingriffe stellt die intraoperative präzise und schnelle Rekonstruktion von Organoberflächen dar. Diese ermöglicht eine Registrierung präoperativer Planungsdaten auf die Patientenanatomie zur Einblendung von Ziel- und Risikostrukturen in das Videobild. Vor diesem Hintergrund eröffnet die Time-of-Flight (ToF)-Kameratechnik aufgrund der schnellen und dichten 3D-Oberflächenvermessung neue Perspektiven für die laparoskopische computerassistierte Chirurgie. In diesem Beitrag stellen wir die erste in-vitro Evaluationsstudie zum Vergleich ToF-basierter endoskopischer mit Stereoskopie-basierter Oberflächenrekonstruktion vor.

## 1 Einleitung

Während der letzten Jahre erfahren computergestützte Assistenzsysteme für laparoskopische Eingriffe zunehmend Aufmerksamkeit in Wissenschaft und Praxis. Solche Assistenzsysteme arbeiten in der Regel mit einem präoperativ erstellten Patientenmodell, welches während der Operation auf die aktuell vorliegende Patientenanatomie übertragen wird [1]. Eine zuverlässige Registrierung präoperativer Planungsdaten erfordert die Akquise intraoperativer Lageinformationen über die Zielregion, was im laparoskopischen Kontext häufig mittels 3D-Oberflächenrekonstruktion realisiert wird. Häufig angewandte Verfahren zur 3D-Oberflächenrekonstruktion basieren auf „Multiple View Methoden“ insbesondere der Stereoskopie [2] [3]. Dabei wird eine Korrespondenzanalyse auf zwei oder mehreren Bildern aus verschiedenen Kamerapositionen durchgeführt, was mittels einer Triangulation eine 3D-Rekonstruktion der abgebildeten Szene erlaubt. Andere Ansätze nutzen die neue Time-of-Flight (ToF)-Technik [4], bei

der die von Distanz bzw. Flugdauer abhängige Phasenverschiebung eines modulierten Lichtsignals nahe dem Infrarotspektrum gemessen wird. Wegen der Möglichkeit, dichte Tiefendaten mit einer videoähnlichen Aktualisierungsrate zu generieren, gewinnt die ToF-Technik immer mehr an Aufmerksamkeit als Alternative zu konventionellen Distanzmessungen. Erst kürzlich wurde das erste Endoskop, das auf der neuen Time-of-Flight (ToF)-Technik basiert, vorgestellt [5]. Das Potential im Kontext von endoskopischer Oberflächenrekonstruktion muss allerdings noch genauer untersucht werden. Wir stellen deswegen in dieser Arbeit eine erste in-vitro Evaluationsstudie zum Vergleich von ToF-basierter endoskopischer mit Stereoskopie-basierter Oberflächenrekonstruktion vor.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Materialien

**ToF-Endoskop.** Das kürzlich veröffentlichte erste Endoskop, das auf ToF-Kamera-Technik basiert [5], für diese Studie wie folgt angepasst: Eine kommerzielle ToF-Kamera (CamCube 2.0, PMD Technologies) mit einer Auflösung von  $204 \times 204$  wurde an eine normale starre Endoskop-Optik (Panoview, 10mm,  $0^\circ$ , R. Wolf) angebracht. Die Veränderung erforderte eine Anpassung der Beleuchtungseinheit. Dafür wurde die normale LED-Beleuchtungseinheit durch eine fasergekoppelte Laserdiode ersetzt, um das Laserlicht über den Lichtwellenleiter in den Beleuchtungskanal des Endoskops einzukoppeln.

**Stereoskop.** Ein Stereoskop (3D Endocam, No. 5535.901, R. Wolf; Stereoskop, No. 8934.501, 10mm,  $25^\circ$ , R. Wolf) mit einer Auflösung von  $640 \times 480$ . Beide Kameras wurden mit anwendungsspezifischen Methoden kalibriert.

### 2.2 Oberflächenrekonstruktion

Um eine entrauschte Oberfläche aus dem ToF-Endoskop zu erhalten, wurde der Median pixelweise von einer Sequenz  $n$  (default:  $n = 100$ ) aufeinanderfolgender Bilder berechnet und das zu untersuchende Organ in dem Intensitätsbild segmentiert. Als nächstes wurde ein Bilateralfilter als kantenerhaltender Glättungsfilter auf die Median-Bilder angewandt. Als letztes wurde der Teil des Distanzbildes, der zuvor im Intensitätsbild segmentiert wurde, mit den intrinsischen Kameraparametern ins Kartesische Koordinatensystem transformiert. Mit Hilfe einer Delaunay-basierten Triangulationsmethode konnte daraufhin ein Dreiecksnetz erstellt werden.

Zur Stereo-Rekonstruktion wurde eine modifizierte Version des Hybriden Rekursiven Matchings mit Subpixel-Genauigkeit angewandt [6]. Der HRM-Algorithmus nutzt Informationen aus der räumlichen und zeitlichen Nachbarschaft, um rekursiv eine dichte Disparitätskarte zu generieren.

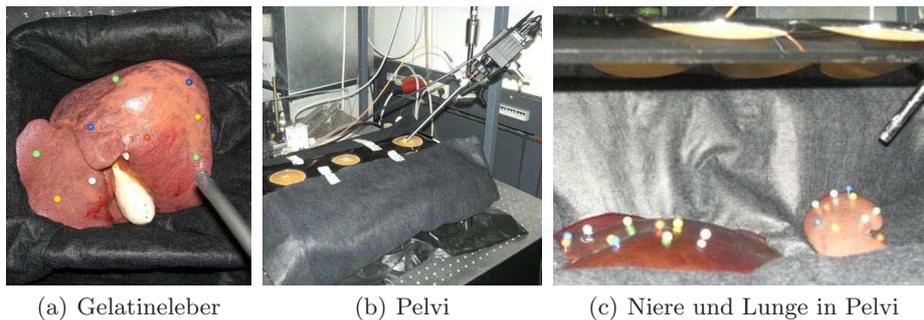
### 2.3 Evaluation

Um einen zuverlässigen Oberflächenvergleich zu ermöglichen, wurden mehrere Organe (künstlich und vom Schwein) (Abb. 1 und Abb. 2 (c)) mit farbigen, nadelförmigen Markern bestückt. Als Goldstandard dienten extrahierte Oberflächen jedes Organs aus CT-Aufnahmen. Für die in Abschnitt 2.2 eingeführten Methoden zur Oberflächenrekonstruktion wurde folgender Workflow für jedes Organ durchgeführt:

- *Bildaufnahme*: Die Oberflächendaten wurden aufgenommen.
- *Markereliminierung*: Bei beiden Rekonstruktionsmethoden wurden die 3D-Positionen von mindestens vier Markern durch manuelle Lokalisation im 2D-Bild und anschließender Triangulation/3D-Koordinatenberechnung bestimmt. Die Marker wurden daraufhin markiert und für den weiteren Rekonstruktionsprozess ignoriert.
- *Oberflächenrekonstruktion*: Die Rekonstruktionsmethoden wurden zur Generierung der Oberflächen auf die 2D-Bilder angewandt.
- *Oberflächenregistrierung*: Eine punktbasierende Registrierung wurde durchgeführt, um die aus den Goldstandard-CT-Daten extrahierten Marker auf die korrespondierenden Markerpositionen aus der Triangulation der Endoskopbilder abzubilden. Die resultierende rigide Transformation wurde zum Alignment der Oberflächen benutzt.
- *Oberflächenvergleich*: Die Distanzen zwischen den Punkten der rekonstruierten Oberfläche und der CT-Oberfläche wurden berechnet und ausgewertet. Weiterhin wurde die Anzahl der Knoten jeder Oberfläche und die Oberflächengröße durch Aufsummieren aller Dreiecksflächen bestimmt. Somit kann berücksichtigt werden, dass eine größere Oberfläche durch potentiell höhere Maximalabstände zu schlechteren Statistiken führen kann.

## 3 Ergebnisse

Die Ergebnisse zur Evaluation der Oberflächenrekonstruktion mittels ToF-Endoskopie und Stereoskopie sind in Tabelle 1 zusammengefasst. Die über alle



(a) Gelatineleber

(b) Pelvi

(c) Niere und Lunge in Pelvi

**Abb. 1.** Phantome und Aufbau im Laparoskopietrainer Pelvi.

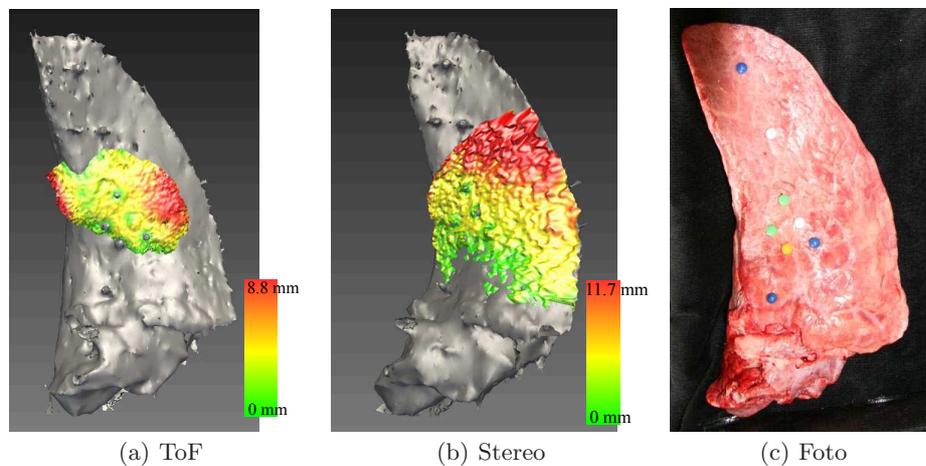
**Tabelle 1.** Statistische Kenngrößen der Distanz aller Punkte auf der jeweiligen rekonstruierten Oberfläche zur korrespondierenden Goldstandard-CT-Oberfläche.

	Gelatine		Lunge		Niere	
	ToF	Stereo	ToF	Stereo	ToF	Stereo
Mittelwert [mm]	3.9	1.9	4.1	3.2	4.1	1.9
Standardabweichung [mm]	2.5	1.0	2.4	2.6	2.7	3.5
Maximum [mm]	11.5	6.0	8.8	11.7	13.2	108.8

Punkte gemittelte Abweichung der rekonstruierten Oberfläche zur Goldstandard-Oberfläche liegt bei Stereo bei  $2.3 \text{ mm} \pm 0,8 \text{ mm}$  und bei ToF bei  $4.0 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$ , gemittelt über die Durchschnittswerte der einzelnen Organe. Die mit Stereo rekonstruierten Oberflächen besitzen im Mittel  $132207 \pm 30303$  Knoten und eine Größe von  $4039 \text{ mm}^2 \pm 2188 \text{ mm}^2$ , die mit ToF rekonstruierten Oberflächen hingegen im Mittel nur  $9766 \pm 1276$  Knoten und eine Größe von  $1306 \text{ mm}^2 \pm 509 \text{ mm}^2$ . Ein Beispiel zweier mit Stereo bzw. ToF rekonstruierten Lungen-Oberflächen, die auf die dazugehörige CT-Oberfläche registriert wurden, ist in Abb. 2 zu sehen.

## 4 Diskussion

In dieser in-vitro Evaluation wurde erstmals die Oberflächenrekonstruktion mittels der neu entwickelten ToF-Endoskopie-Technik mit einer State-of-the-Art



**Abb. 2.** Oberflächen der Lunge rekonstruiert mit (a) dem ToF-Endoskop und (b) dem Stereoskop, welche mit einer rigiden Transformation anhand einer marker-basierten Registrierung auf die korrespondierende Goldstandard-CT-Oberfläche abgebildet wurden. Die Farbe der rekonstruierten Oberfläche gibt die Distanz zur CT-Oberfläche (grau) an. (c) zeigt die ursprüngliche Schweinelunge im Pelvi-Trainer.

Rekonstruktionsmethode basierend auf Stereoskopie verglichen. Die Studie deutet darauf hin, dass die Stereo-basierte Rekonstruktion bessere Oberflächen (genauer und größer) erzeugt, wenn auch die ToF-basierte Rekonstruktion trotz des Prototyp-Charakters des ToF-Endoskops nur wenig schlechtere Genauigkeit aufweist. Da es sich um eine Studie mit relativ wenigen Daten handelte sowie manche Aspekte wie Größe der rekonstruierten Fläche, Aktualisierungsrate der Rekonstruktion, etc. nur indirekt betrachtet oder ganz außer Acht gelassen wurden, planen wir eine größere Studie, bei der zusätzlich auch andere Methoden zur Oberflächenerzeugung wie Structure-from-Motion-Ansätze miteinbezogen werden sollen. Von dieser Studie erhoffen wir uns, Rückschlüsse auf die Rekonstruktionsqualität im Zusammenhang von beeinflussenden Eigenschaften wie Homogenität, Farbe oder Beschaffenheit der Organoberfläche ziehen zu können. Dieses Wissen soll dann für einen Fusionsansatz von ToF-basierter und Multiple-View-basierter Oberflächenrekonstruktion genutzt werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Stereoskopie im Moment die bessere Methode zur Oberflächenrekonstruktion ist. Durch die rasante Entwicklung der jungen ToF-Technik in den letzten Jahren und ihrer Vorteile gegenüber der Stereoskopie bei der Aktualisierungsrate oder der Dichte des Tiefenbildes sehen wir aber die ToF-Endoskopie als zukunftssträchtige Methode für die laparoskopische computergestützte Chirurgie.

**Danksagung.** Vielen Dank an Herrn Prof. Dörfler und die Neuroradiologische Abteilung des Universitätsklinikums Erlangen für die CT-Aufnahmen und die Unterstützung, an die Forschungsgruppe für Minimal-invasive Interdisziplinäre Therapeutische Intervention am Klinikum rechts der Isar der TU München, sowie an die Graduate School of Information Science in Health, TU München.

## Literaturverzeichnis

1. Baumhauer M, et al. Navigation in endoscopic soft tissue surgery: perspectives and limitations. *J Endourol.* 2008;22(4):751–66.
2. Stoyanov D, et al. Real-time stereo reconstruction in robotically assisted minimally invasive surgery. *Lect Notes Computer Sci.* 2010; p. 275–282.
3. Wengert C, et al. Markerless endoscopic registration and referencing. *Lect Notes Computer Sci.* 2006; p. 816–23.
4. Kolb A, et al. Time-of-flight sensors in computer graphics. *Eurographics State Art Rep.* 2009; p. 119–34.
5. Penne J, et al. Time-of-flight 3-D endoscopy. *Lect Notes Computer Sci.* 2009; p. 467–74.
6. Röhl S, et al. Real-time surface reconstruction from stereo endoscopic images for intraoperative registration. In: *Proc SPIE*; 2011. p. to appear.