Time-of-Flight Kameras für die intraoperative Oberflächenerfassung

Alexander Seitel¹, Thiago R. dos Santos¹, Sven Mersmann¹, Jochen Penne², Ralf Tetzlaff^{1,3}, Hans-Peter Meinzer¹, Lena Maier-Hein¹

 $^1{\rm Abteilung}$ für Medizinische und Biologische Informatik, DKFZ Heidelberg $^2{\rm Lehrstuhl}$ für Mustererkennung, Friedrich-Alexander Universität Erlangen $^3{\rm Abteilung}$ Radiologie, DKFZ Heidelberg

a.seitel@dkfz-heidelberg.de

Kurzfassung. Die Erfassung von Organoberflächen zur intraoperativen Registrierung spielt eine immer größere Rolle bei computergestützten Eingriffen. Während einige Techniken zur Organoberflächenerfassung (z.B. Laserscanning oder strukturiertes Licht) bereits zum Einsatz kamen, ist die Verwendung der neuartigen Time-of-Flight (ToF)-Technologie noch nicht untersucht worden. Ziel dieser Studiewar die Bestimmung der Qualität von aus ToF-Distanzdaten generierten Organoberflächen. Hierfür wurden ToF-Bilddaten von 5 verschiedenen Schweineorganen aufgenommen. Hochaufgelöste Computertomographie (CT)-Daten vom selben Objekt dienten als Basis für Referenzoberflächen. Die mittlere Distanz zwischen den ToF-Oberflächen und den Referenzoberflächen lag nach einer ICP-basierten Registrierung zwischen $2.9\pm2.1\,\mathrm{mm}$ (Lunge) und $5.7 \pm 6.7 \,\mathrm{mm}$ (Niere). Die Anwendung eines kantenerhaltenden Glättungsfilters führte zu einer Verbesserung von bis zu 27.6 %. Die Ergebnisse zeigen, dass die ToF-Technologie eine interessante Alternative für die intraoperative Oberflächenaufnahme ist.

1 Einleitung

Time-of-Flight (ToF)-Kameras gewinnen bei der schnellen dreidimensionalen Objektoberflächenerfassung immer mehr an Bedeutung. Das Prinzip, um Tiefendaten aus dem Kamerabild zu erhalten, beruht auf der Laufzeitmessung des Lichtes [1] und benötigt keine zusätzlichen Merkmale zur Tiefenextraktion. Ein moduliertes Lichtsignal im Infrarotbereich wird von der Kamera ausgesendet und vom beobachteten Objekt reflektiert. Mit Kenntnis der Lichtgeschwindigkeit c und der Modulationsfrequenz f kann die Distanz d, die ein Objektpunkt von der Kamera hat, berechnet werden aus dem Phasenunterschied ϕ zwischen ausgesendetem und reflektiertem Signal: $d = \frac{c}{2f} \cdot \frac{\phi}{2\pi}$. Anwendungen sind z.B. in der industriellen Bildverarbeitung, der Automobilindustrie, oder auch der Mensch-Maschine-Interaktion zu finden [1]. Erst kürzlich wurde diese Technologie auch im Umfeld der medizinischen Bildverarbeitung in verschiedenen Forschungsprojekten wie zur Atembewegungserfassung [2], zur Patientenpositionierung [3] sowie in einem neuartigen ToF-Endoskop [4] erprobt. Die Erfassung einer Organoberfläche für die intraoperative Registrierung entwickelt sich zu einer zentralen

Anforderung von Computerassistenzsystemen und endoskopischen Eingriffen [5]. Die ToF-Technologie könnte die hier gängigen jedoch deutlich komplexeren Verfahren wie Stereoendoskopie, Struktur aus Bewegung und strukturiertes Licht ersetzten. Der große Vorteil von ToF-Kameras ist, dass gleichzeitig ein Distanz-, Intensitäts- und Amplitudenwert für jedes Bildpixel mit einer hohen Wiederholungsrate (25 Aufnahmen pro Sekunde) zur Verfügung stehen. Jedoch sind diese Daten durch das komplizierte Messverfahren der Lichtlaufzeit mit Rauschen behaftet [6]. Deswegen ist es nötig, die Aufnahmen geeignet vorzuverarbeiten. In dieser Arbeit bestimmen wir die Qualität von Organoberflächen, die mit der ToF-Technologie erzeugt wurden. ToF-Aufnahmen wurden von fünf verschiedenen Schweineorganen erzeugt und mit Hilfe des kantenerhaltenden Bilateralfilters vorverarbeitet. Die Distanz zur Referenzoberfläche, gewonnen aus CT-Daten, diente als Gütemaß für die Qualitätsbestimmung.

2 Material und Methoden

Die in-vitro Evaluation erfolgte an explantierten Schweineorganen (Darm, Herz, Leber, Lunge, Niere) innerhalb einer Plastikbox (Abb. 3(a)). Von jedem Organ wurde ein CT-Bild mit 0.5 mm Schichtdicke und 0.3 mm Inkrement aufgenommen (Toshiba Aquilion 16 slice multidetector CT-scanner, Toshiba, Tokyo, Japan). Zusätzlich wurden 10 zeitlich direkt aufeinander folgende ToF-Datensätze für jedes Organ aufgenommen (Camcube 2.0, PMDTec, Modulationsfrequenz 20 MHz, Integrationszeit 1500 μ s). Von jedem Organ wurde das durchschnittliche Distanz- und Amplitudenbild berechnet, um so das Messrauschen zu verringern. Unsere Methode, um die Qualität der erhaltenen ToF-Oberfläche zu ermitteln, bestand aus folgenden Schritten:

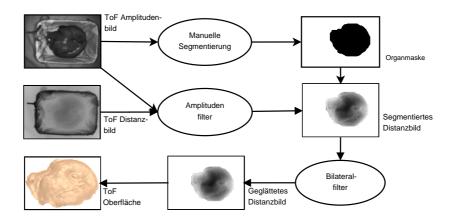


Abb. 1. Ablauf der Datenvorverarbeitung. Der Amplitudenfilter wurde benutzt, um Ausreißer ausserhalb des Amplitudenbereichs [20 %,80 %] [1] zu eliminieren. Das segmentierte Distanzbild wurde mit dem kantenerhaltenden Bilateralfilter geglättet.

- − Vorverarbeitung: Um die Organoberflächen aus den CT-Daten zu erhalten, wurden die CT-Schichtbilder manuell segmentiert. Die ToF-Oberflächenerzeugung geschah nach dem Vorgehen beschrieben in Abb. 1. Mit Hilfe des Amplitudenbildes wurden die Distanzpixel eliminiert, deren Amplitudenwert ausserhalb des Amplitudenbereiches von [20 %,80 %] liegen. Das resultierende Distanzbild wurde mithilfe einer Organmaske, erhalten aus einer manuellen Organsegmentierung des Amplitudenbildes, segmentiert. Der Bilateralfilter (mit empirisch bestimmten Parametern $\sigma_d = 1$ und $\sigma_r = 80$), welcher die Glättung sowohl unter Berücksichtigung der Pixelnachbarschaft als auch des Pixelwertes (in diesem Fall der Distanz) durchführt, wurde auf das segmentierte Distanzbild angewendet, um Tiefenmerkmale zu erhalten. Die Oberfläche wurde schließlich als gleichmäßiges Dreiecksnetz unter Berücksichtigung der Kameraparameter (Brennweite, Pixelabstand) aus dem geglätteten Bild berechnet.
- Registrierung: Zur Registrierung des Koordinatensystems der ToF-Kamera mit dem Koordinatensystem des CTs kam der Iterative Closest Point (ICP) Algorithmus zum Einsatz (Abb. 2). Initialisiert wurde er mit einer rigiden Transformation berechnet aus einer landmarkenbasierten Registrierung, wobei die Ecken der Box als Landmarken dienten.
- Qualitätsbestimmung: Um die Qualität der ToF-Oberfläche zu bestimmen, wurde die Distanz zur CT-Oberfläche als mittlere Distanz aller Abstände der Gitterpunkte der ToF-Oberfläche zum nächstgelegenen Punkt der CT-Oberfläche bestimmt.

3 Ergebnisse

Abb. 3(b) zeigt die Abstände zwischen den CT-Oberflächen und den geglätteten/originalen ToF-Oberflächen. Das beste Ergebnis bezüglich der geglätteten Oberfläche ist bei der Lunge mit einem mittleren Abstand von 2.9 ± 2.1 mm (original: 4.0 ± 3.4 mm) zu beobachten. Weiter folgen die Leber (geglättet: 3.0 ± 2.2 mm,

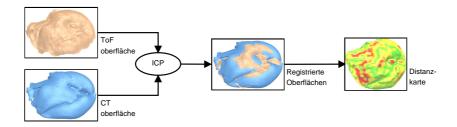


Abb. 2. Qualitätsbestimmung und Registrierung der ToF- und CT-Oberflächen. Die Registrierung wurde mit Hilfe des ICP Algorithmus durchgeführt. Die Abstandsmessung zwischen den registrierten Oberflächen wurde durch die Berechung der Distanzen zwischen jedem Gitterpunkt der ToF-Oberfläche und dem entsprechend nächsten Punkt auf der CT-Oberfläche durchgeführt.

original: $3.3\pm2.4\,\mathrm{mm}$), das Herz (geglättet: $3.7\pm2.6\,\mathrm{mm}$, original: $4.1\pm3.1\,\mathrm{mm}$), der Darm (geglättet: $4.0\pm2.9\,\mathrm{mm}$, original: $4.4\pm3.4\,\mathrm{mm}$) und die Niere (geglättet: $5.7\pm6.7\,\mathrm{mm}$, original: $10.9\pm6.7\,\mathrm{mm}$). Die größte Verbesserung durch den Vorverarbeitungsansatz konnte bei der Lunge mit $27.6\,\%$ erzielt werden, gefolgt von der Niere mit $14.1\,\%$, dem Herz mit $10.0\,\%$, der Leber mit $9.7\,\%$ und dem Darm mit $8.2\,\%$. Abb. 3(c) zeigt die originalen und geglätteten ToF-Oberflächen farbkodiert mit der Distanz zur Referenzoberfläche des CTs.

4 Diskussion

Unseres Wissens nach ist diese Studie die erste, welche die Qualität von Organoberflächen, aufgenommen mit einer ToF-Kamera, untersucht. Abhängig vom Organ konnte die Anwendung einer einfachen Vorverarbeitung den Fehler in der Distanz auf Werte zwischen 3 und 8 mm senken. Trotz dieser vielversprechenden Ergebnisse enthalten die erzeugten Oberflächen nach wie vor Bereiche in denen

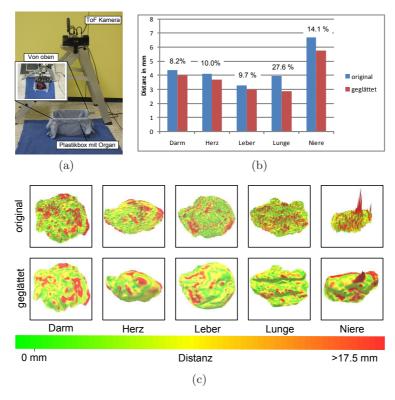


Abb. 3. (a) Experimenteller Aufbau bei der *in-vitro* Evaluation. (b) Mittlere Distanz zwischen der CT-Oberfläche und der originalen/geglätteten ToF-Oberfläche sowie die Verbessrung durch den Glättungsansatz in %. (c) Original (obere Reihe) und geglättete (untere Reihe) Oberflächen der einzelnen Organe, farbkodiert mit den Distanzwerten.

der Distanzfehler weit über 1 cm lag Abb. 3(c). Es scheint, dass diese Abweichungen hauptsächlich auf oder in der Nähe von herausstehenden Oberflächenstrukturen auftraten, wo zusätzlich eine hohe Lichtreflexion zu beobachten war. Das kann zum einen damit erklärt werden, dass die Integrationszeit für diese Fälle zu hoch angesetzt wurde, was an diesen Stellen zu übersättigten Pixeln und somit zu unvorhersagbarem Rauschen führte. Zum anderen könnte auch der intensitätsabhängige Distanzfehler sowie der Störeinfluss der Reflexion eine Rolle spielen. Eine anwendungspezifische Optimierung der Kameraparameter (Integrationszeit, Modulationsfrequenz) sowie des Amplitudenfilters (z.B. dynamische Anpassung des erlaubten Amplitudenbereichs) könnten die ToF-Oberflächen weiter verbessern. Weiterhin muss untersucht werden, inwieweit der Bilateralfilter optimal für die Rauschunterdrückung bei ToF-Oberflächen ist bzw. wie eine adaptive Abwandlung die Oberflächenergebnisse weiter verbessern könnte. Zusätzlich sollten weitere Vorverarbeitungsschritte wie Kamerakalibrierung zur Minderung des Distanzfehlers (intensitätsabhängig, hervorgerufen durch Aliasing oder Umgebungslicht) oder andere angepasste Filteransätze (z.B. Diffusionsfilterung) das Ergebnis weiter verbessern. Schließlich müssen weitere Untersuchungen zeigen, ob die vorgestellten Methoden für die Anwendung der intraoperativen Organregistrierung geeignet sind und wie gut die ToF-basierte Oberflächenaufnahme im Vergleich zu anderen Verfahren wie strukturiertem Licht oder Lascerscanning ist. Nichtdestotrotz zeigen die Ergebnisse, dass die relativ neue ToF-Technologie eine interessante Alternative zur intraoperativen Oberflächenaufnahme ist.

Danksagung. Die vorliegende Studie wurde im Rahmen des DFG-geförderten Graduiertenkolleg 1126 "Intelligente Chirurgie" durchgeführt. Dank geht an Martina Jochim von der Abteilung Radiologie im DKFZ für die Unterstützung während der CT-Aufnahmen.

Literaturverzeichnis

- Kolb A, et al. Time-of-Flight sensors in computer graphics. In: Eurographics. CH-1288 Aire-la-Ville: Eurographics; 2009. p. 119–34.
- Schaller C, et al. Time-of-flight sensor for respiratory motion gating. Med Phys. 2008;35(7):3090-3.
- 3. Schaller C, et al. Time-of-flight sensor for patient positioning. Proc SPIE. 2009;7261:10-1-8.
- 4. Penne J, et al. Time-of-flight 3-D endoscopy. Lect Notes Computer Sci. 2009:5761:467–74.
- Cash DM, et al. Concepts and preliminary data toward the realization of imageguided liver surgery. J Gastrointest Surg. 2007;11:844–59.
- Frank M, et al. Theoretical and experimental error analysis of continuous-wave time-of-flight range cameras. Opt Eng. 2009;48(1):013602-1-16.