

Optische Vermessung mittels kodierten Lichts von variabel reflektierenden Oberflächen zur Registrierung oder Dokumentation

Lüder Alexander Kahrs, Jörg Raczkowsky und Heinz Wörn

Institut für Prozessrechentchnik, Automation und Robotik,
Universität Karlsruhe (TH), 76128 Karlsruhe
Email: kahrs@ira.uka.de

Zusammenfassung. Oberflächenvermessungen werden in der Medizin immer häufiger eingesetzt. Die meisten Haut- oder Knochenoberflächen ermöglichen gute Abbildungseigenschaften. Offene Wunden oder Bilder aus dem Körperinneren sind deutlich schwieriger zu erfassen. Reflexionen sowie Über- und Unterbelichtungen behindern die zuverlässige Datenakquirierung. Mit der Vermessungsmethode mittels kodierten Lichts entstanden schon viele 3D-Punktwolken von den gutmütigen Oberflächen. Geführt durch Experimente zur Erfassung von Weichgewebe, wie sie bei offenen Bauchraumchirurgien vorliegen, entstanden Methoden zur Detektion und Kompensation von Reflexionen. Eine zusätzliche Sequenz unterschiedlicher Beleuchtungsintensitäten geht der eigentlichen Analyse vorweg. Es werden zwei Methoden vorgestellt, die es ermöglichen sollen geschlossene 3D-Punktwolken sicher und korrekt zu erzeugen.

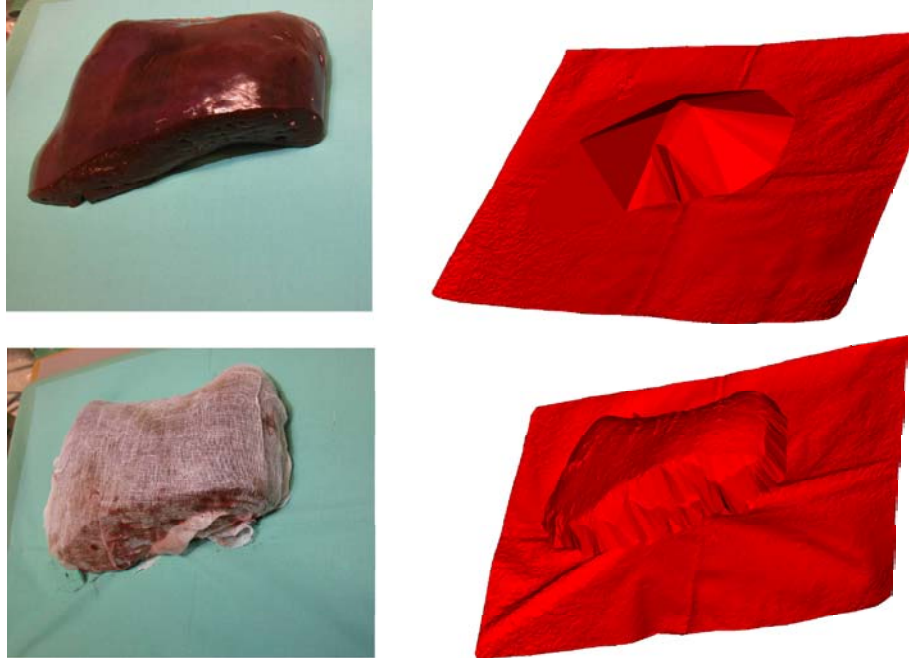
1 Einleitung

Berührungslose Vermessung und Oberflächenerfassung wird zunehmend im OP für die Registrierung des Patienten oder einer Dokumentation eingesetzt. In intraoperativen Szenarien ergibt sich die Problematik von unterschiedlich stark reflektierenden Oberflächen. Besonders feuchte Oberflächen - beispielsweise bei offenen Chirurgen im Abdominalbereich - stellen so eine große Herausforderung dar. Zur Vermessung des biologischen Gewebes wird in diesem Ansatz die 3D-Erfassung mittels kodierten Lichts gewählt. Wie bei jeder anderen Methode führen dabei Reflexionen zu gleichzeitiger Unter- und Überbelichtung innerhalb eines Kamerabildes bzw. einer Aufnahmesequenz. Zwar werden Kameras mit einem hohen Dynamikbereich immer besser und günstiger, stellen aber maximal eine gute Ergänzung der hier vorgestellten Algorithmen dar.

2 Stand der Forschung

Für die berührungslose Vermessung von Oberflächen existieren sehr viele verschiedene Ansätze: Laserscan [1, 2], Streifenprojektion [3] und Stereo-Rekonstruktion [4] aber auch Ansätze wie die Phasenmessende Deflektometrie

Abb. 1. Oberflächenerfassung eines Rinderlebersegments. Nur unter Verwendung eines Gaze-Netzes über der Leber ist mit den bisherigen Methoden die Punktwolke der Oberfläche zuverlässig darstellbar.

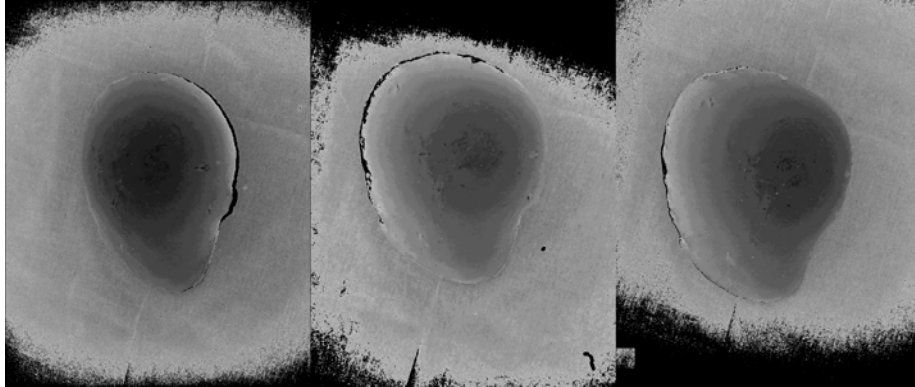


[5] oder High dynamic range imaging [6] stellen die Breite der Möglichkeiten sowie den hohen Bedarf dar. Neuere Untersuchungen zeigen dabei zunehmend die Problematiken von spiegelnden Oberflächen auf [4, 5, 7] und bieten teilweise erste Lösungsansätze. Der Bedarf in der Medizin beruht einerseits auf markerloser Registrierung der Patientenlage für den Einsatz von Navigationsgeräten [1, 8]. Andererseits ist die Dokumentation von Wunden erwünscht und es wird auf die lückenhafte Datenakquirierung und zusätzlichen Aufwand der Ergänzung dieser Daten verwiesen [9].

3 Methoden und Ergebnisse

Für unsere Untersuchungen benutzen wir ein bereits klinisch getestetes Projektorsystem [10]. Damit sind sowohl Akquisitionen von Oberflächenscans sowie Projektionen für die Erweiterte Realität möglich. Das System besteht aus einem lichtstarken Videoprojektor mit einer Standardauflösung von 1024x768 Pixel sowie zwei Megapixel-FireWire-Kameras, die die Objekte vermessen. Das System ist photogrammetrisch kalibriert und bietet bei einem Aufnahmebereich von 50x40x20 cm³ eine Auflösung von ungefähr 0.5 mm. Zusätzlich zur bisher verwendeten Aufnahmesequenz mittels kodierten Lichts wird eine Reflexi-

Abb. 2. Die Aufnahmen zeigen die Abhängigkeit der Reflexionen von der Beobachtungsposition an einem Leberphantom. Starke Reflexionen sind dunkel und schwache sind hell in das Datenfeld eingetragen. Die Pixelwerte spiegeln die Projektorhelligkeitsstufen wider. Das mittlere Bild ist aus der Sicht des Projektors aufgenommen. Rechts und links befinden sich die Bilder aus Sicht der normalen Kamerapositionen des Systems.



onsanalyse vorgeschaltet. Bei steigender Projektionshelligkeit erhalten wir die reflektierte Helligkeitsintensität für jeden Pixel, ähnlich einer Höhenkarte oder Äquipotentiallinien. Bevor der Dynamikbereich jedes einzelnen Pixels verlassen wird, trägt die Software die Projektorhelligkeit positionskodiert in ein Datenfeld ein.

Ziel dieser Untersuchungen ist, diese Informationen so einzusetzen, dass sie zu einer zuverlässigen Erfassung der 3D-Punktwolke führen. Bisherige Experimente an nicht gleichmäßig reflektierenden Oberflächen hatten zu einer unvollständigen Rekonstruktion geführt. In Abb. 1 ist eine Rinderleber dargestellt. Die 3D-Erfassung funktioniert bisher nur, wenn die Leber mit einem Gaze-Netz abgedeckt ist. Ansonsten ist wegen Glanzpunkten nur eine unkorrekte Darstellung erreichbar, obwohl auf der OP-Tuch-Unterlage sowohl die Faltenbildung wie auch die Grundfläche der Leber zu sehen ist.

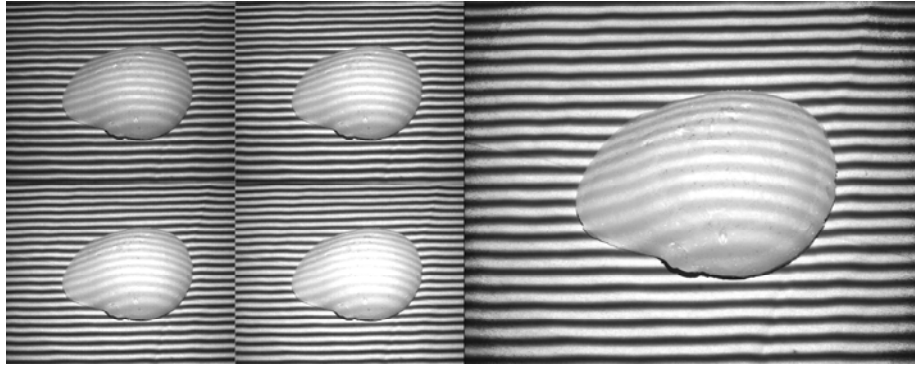
Die Reflexionsanalyse wird zunächst mit dem vom Projektor ausgesantem weißen Licht durchgeführt. Eine Wellenlängen-abhängige Methode ist geplant. Es ergibt sich je nach Position der Kamera ein unterschiedliches Datenfeld (vgl. Abb. 2). Wäre die Form des Scan-Objektes zu diesem Zeitpunkt bereits bekannt, sollte eine Reflexionskompensation mit der aus dem Datenfeld aufgenommenen kodierten Pixelhelligkeitsverteilung des Projektors kein Problem darstellen - gegeben durch die Aufgabenstellung ist dieses allerdings nicht der Fall.

Zwei Möglichkeiten der Reflexionskompensation stehen zur Auswahl:

- *Zusammensetzen von mehreren Kamerabildern mit verschiedenen Beleuchtungshelligkeiten:*

In Abb. 3 ist diese Methode beispielhaft dargestellt. Aus Einzelbildern mit verschiedener Projektorhelligkeit werden mittels der Daten des aufgenom-

Abb. 3. Zusammensetzung eines idealen Bildes für die 3D-Erfassung mittels kodierten Lichts (rechts) aus mehreren Teilbereichen verschieden stark beleuchteter Kamerabilder (links). Die Beleuchtungsstufen werden aus dem Datenfeld der Reflexionen (vgl. Abb. 2 links) ermittelt.



menen Helligkeits-Datenfeldes (vgl. Abb. 2 links) Bereiche automatisch zusammengestellt. Der Algorithmus zur Erkennung der Schwingungsextrema für die 3D-Berechnung findet diese durch die Korrektur besser. Allerdings dauert die Aufnahme entsprechend der Helligkeitsstufen länger.

– *Näherung der Reflexionseigenschaften durch Zuordnung der Pixel der zentralen Kamera zum Projektor:*

Wird die Projektion aus ungefähr dem gleichen Winkel mit einer Kamera beobachtet (vgl. Abb. 2 Mitte) kann jedem Projektorpixel ein Kamerapixel zugeordnet werden, welches die direkte Information der Reflexion beinhaltet. Allerdings ist unter diesem Winkel die Triangulation nicht möglich. Wenn nun die folgenden Bedingungen erfüllt werden, kann diese Näherung trotzdem eingegangen werden: die Kameraposition sollte nicht besonders stark von der Projektorposition abweichen sowie die zu erfassende Oberfläche sollte in der Nähe und waagrecht zur Kalibrierebene sein.

4 Diskussion

Im Zuge unserer Untersuchungen zur 3D-Vermessung von Weichgewebe in intraoperativen Szenarien wurde ein Algorithmus entwickelt, der eine Erfassung mit kodiertem Licht auch bei reflektierenden Oberflächen zulässt. Allerdings gibt es im OP weitere Problematiken, die einen Anschluß zusätzlicher Untersuchungen erforderlich machen. Sollen beispielsweise 3D-Aufnahmen im Abdominal- oder Thoraxbereich erfolgen, ist eine Bewegungskompensation für Herzschlag oder Atmung erforderlich. Gleichzeitig werden Untersuchungen zur Quantifizierung unserer bisherigen Meßfehler im Labor sowie Tests unter klinische Bedingungen folgen.

Literaturverzeichnis

1. Marmulla R, Hassfeld S, Mühling J. Referenzierung der Patientenlage mittels 3D-WeichteilLaserScan. *Biomed Tech* 2002;47 (EB 1):29–32.
2. Cash DM, Sinha TK, Chapman WC, et al. Incorporation of a laser range scanner into image-guided liver surgery: surface acquisition, registration, and tracking. *Med Phys* 2003;30 (7):1671–1682.
3. Maas HG. Robust Automatic Surface Reconstruction with Structured Light. *ISPRS* 1992;XXIX (B5):709–713.
4. Sun H, Lunn KE, Farid H, et al. Stereopsis-Guided Brain Shift Compensation. *IEEE Trans Med Imaging* 2005;24 (8):1039–1052.
5. Knauer MC, Kaminski J, Häusler G. Phase measuring deflectometry: a new approach to measure specular free-form surfaces. In: *Automatic Target Recognition XIV*. Edited by Sadjadi, Firooz A. Proceedings of the SPIE, Volume 5457.; 2004. p. 366–376.
6. Battiato S, Castorina A, Mancuso M. High Dynamic Range Imaging for Digital Still Camera: An Overview. *SPIE Journal of Electronic Imaging* 2003;12 (3):459–469.
7. Bothe T, Li W, Gesierich A, et al. Streifenreflexion - 3D-Oberflächentopometrie an glänzenden Objekten. In: *Photogrammetrie, Laserscanning, Optische 3D-Messtechnik (Tagungsband der Oldenburger 3D-Tage)*; 2005.
8. Schlaier J, Warnat J, Brawanski A. Registration Accuracy and Practicability of Laser-Directed Surface Matching. *Comput Aided Surg* 2002;7 (5):284–290.
9. Kruse J. Maßgetreue Dokumentation der Wundtopographie auf der Oberfläche der individuellen virtuellen Leichenpuppe. Dissertation, Universität Tübingen; 2004.
10. Eggers G, Salb T, Hoppe H, et al. Intraoperative augmented reality: the surgeons view. *Stud Health Technol Inform* 2005;111:123–125.