

Fusion von Lichtfeldern und CT-Daten für minimal-invasive Operationen^{*}

Florian Vogt¹, Sophie Krüger², Timo Zinßer¹, Tobias Maier³,
Heinrich Niemann¹, Werner Hohenberger² und Christoph Schick²

¹Lehrstuhl für Mustererkennung, Universität Erlangen-Nürnberg, 91058 Erlangen
Email: {vogt,zinsser,niemann}@informatik.uni-erlangen.de

²Chirurgische Universitätsklinik, 91054 Erlangen

Email: {krueger,hohenberger,schick}@chir.imed.uni-erlangen.de

³Lehrstuhl für Optik, Universität Erlangen-Nürnberg, 91058 Erlangen
Email: tobias.maier@optik.physik.uni-erlangen.de

Zusammenfassung. Voraussetzung für eine intraoperative markerlose Registrierung und Fusion einer Lichtfeld-Visualisierung des Operationsgebietes mit CT-Daten ist die Kenntnis der Oberflächengeometrie. Dann können korrespondierende Punkte für die Registrierung ausgewählt werden. In diesem Beitrag werden unterschiedliche Methoden zur Rekonstruktion der Oberflächengeometrie bei minimal-invasiven Operationen beschrieben sowie Ergebnisse zur Registrierung und Fusion eines Gallenblasen-Lichtfeldes mit einem segmentierten CT-Datensatz präsentiert.

1 Einleitung

Bei minimal-invasiven Eingriffen werden dem Arzt die unverarbeiteten Bilder des Operationsgebietes (z. B. Bauchraum oder Brustkorb) auf einem Videomonitor dargestellt. Die Belastung des Chirurgen ist im Vergleich zu einer offenen Operation wegen der Darstellung des Operationsgebietes auf einem Monitor, dem eingeschränkten Sichtfeld und der Beeinträchtigung der Bildqualität (z. B. durch Rauchentwicklung beim Schneiden von Gewebe) erhöht. Durch Einsatz eines Computers und Methoden aus dem Bereich des Rechnersehens kann die OP-Situation für den Arzt verbessert werden.

Zunächst wird eine 3-D-Visualisierung des Operationsgebietes mittels eines Lichtfeldes erzeugt [1]. Hierdurch ist ein virtuelles Betrachten aus verschiedenen Perspektiven möglich (auch aus Positionen, von denen kein reales Kamerabild existiert). Anschließendes Ziel ist eine Fusion mit segmentierten CT-Daten, wodurch dem Arzt zusätzliche Informationen zur Verfügung stehen. Beispielsweise können künftig Komplikationen vermieden werden, indem der Verlauf von wichtigen aber nicht im Bild sichtbaren Gefäßen erkennbar wird. Da keine Marker zur Registrierung eingesetzt werden, ist die für die Fusion nötige Registrie-

^{*} Diese Arbeit wurde gefördert durch die DFG im Rahmen des SFB 603 (TP B6,C4) und durch die Europäische Kommission (5. IST Programm, IST-2001-34401, Projekt VAMPIRE). Für den Inhalt sind ausschließlich die Autoren verantwortlich.

rung der Lichtfeld-Visualisierung mit den CT-Daten nur bei bekannter Oberflächengeometrie des Operationsgebietes möglich.

In diesem Beitrag werden unterschiedliche Methoden zur Rekonstruktion der Oberflächengeometrie bei minimal-invasiven Operationen des Brust- und Bauchraums beschrieben. Durch den Einsatz eines endoskopführenden Roboterarms ist eine schnelle Oberflächen-Rekonstruktion durchführbar, die den Einsatz des Verfahrens während einer Operation erlaubt. Wir schildern Ergebnisse zur Registrierung und Fusion eines Lichtfeldes einer Gallenblase mit einem segmentierten CT-Datensatz.

2 Stand der Forschung

In den letzten Jahren wurden vermehrt Computer in der Endoskopie eingesetzt. Außer den Möglichkeiten zur direkten Bildverbesserung [2,3] werden häufig dreidimensionale Bilder (CT oder MR) so aufbereitet, dass eine virtuelle Endoskopie (z. B. des Darms) durchgeführt werden kann, ohne dass der Patient mit einer tatsächlichen Endoskopie belastet wird (siehe z. B. [4]). Das hier vorgestellte Verfahren basiert im Gegensatz zur virtuellen Endoskopie auf realen Bildern des aktuellen Operationsgebietes. In [5] wird die Oberflächengeometrie des Dickdarms mittels Punktverfolgung und Optimierung einer Fehlerfunktion erzeugt. Verschiedene Veröffentlichungen befassen sich mit der Erstellung von Lichtfeldern aus Video-Sequenzen von Alltagsumgebungen (z. B. Büro) [6,7]. Erste Ansätze zur Erzeugung von Lichtfeldern für minimal-invasive Operationen wurden bereits vorgestellt [1], worauf diese Arbeit aufbaut.

3 Methoden

Für die Erstellung eines Lichtfeldes werden die intrinsischen und extrinsischen Kameraparameter (effektive Brennweite und Hauptpunkt, Kameraposition und -orientierung) sowie die Bildinformation benötigt. Die Kameraparameter lassen sich durch Punktverfolgung und anschließende 3-D-Rekonstruktion sowie Selbstkalibrierung berechnen. Die Selbstkalibrierung der Kamera auf Grundlage von 2-D-Punktkorrespondenzen, d.h. die Berechnung der extrinsischen und intrinsischen Kameraparameter, ist rechen- und zeitaufwändig. Außerdem hängt das Verfahren von vielen Parametern ab und gewisse Randbedingungen wie beispielsweise gute Bildqualität und möglichst wenig Bewegungsartefakte müssen für ein gutes Ergebnis eingehalten werden. Alternativ kann mit Hilfe eines endoskopführenden Roboterarms die Kameraposition und -orientierung in Echtzeit berechnet werden. Die intrinsischen Kameraparameter werden dabei durch Einsatz eines Kalibrieremusters bestimmt. Ein großer Vorteil dieses Verfahrens ist die Parameterunabhängigkeit. Nachteile ergeben sich durch die Fertigungsungenauigkeit des Roboterarms.

Sofern die erste Methode zur Lichtfeldrekonstruktion gewählt wird, entsteht Geometrieinformation bei der so genannten Faktorisierung der Messmatrix \mathbf{M} , die die 2-D-Punktkorrespondenzen zusammenfasst, in eine Bewegungsmatrix \mathbf{B}

und eine Strukturmatrix \mathbf{S} : $\mathbf{M} = \mathbf{B} \cdot \mathbf{S}$. \mathbf{B} fasst die Projektionsmatrizen, \mathbf{S} die 3-D-Punkte zusammen. Es existieren diverse Verfahren für die Faktorisierung, eine ausführliche Schilderung bietet [8]. Als am besten für endoskopische Sequenzen hat sich eine Faktorisierung mit einem schwach-perspektivischen Kameramodell und anschließender nichtlinearer Optimierung unter Annahme eines perspektivischen Kameramodells erwiesen.

Bei der zweiten Methode mit Hilfe des Roboterarms ist zwar ein Lichtfeld der Szene vorhanden, aber keine Information über die Oberflächengeometrie verfügbar. Grundlage der Rekonstruktion der Oberflächengeometrie ist die Verfolgung von markanten Punkten im Bild. Dabei können die Parameter der Punktverfolgung (Fenstergröße, Suchbereich, etc.) sehr allgemeingültig gewählt werden. Punktverfolgung lässt sich inzwischen durch Einsatz optimierter Bildverarbeitungsbibliotheken in Echtzeit durchführen. Anhand der 2-D-Punktkorrespondenzen und der intrinsischen und extrinsischen Kameraparameter aus dem Lichtfeld werden 3-D-Punkte trianguliert. Für die Triangulierung wurden mehrere Ansätze untersucht. Als am besten geeignet haben sich folgende beiden Methoden erwiesen:

- Triangulation aus allen Bildern, in denen der verfolgte Punkt sichtbar ist (durch Optimierung des Rückprojektionsfehlers),
- Triangulation aus mehreren Bildpaaren, anschließend Berechnung des Medians der 3-D-Punkte (Sortierung nach dem Abstand zum Kamerazentrum).

Resultat der Rekonstruktion ist eine Menge von 3-D-Punkten, die sich auf der Oberfläche der Szene befinden.

Zur Registrierung der Oberfläche (und damit der Lichtfeld-Visualisierung) mit einem CT-Datensatz werden Standardverfahren angewandt: die Grobregistrierung erfolgt halbautomatisch durch Auswahl von drei 3-D-Punktkorrespondenzen, die Feinregistrierung erfolgt mit dem Iterative-Closest-Point (ICP) Algorithmus.

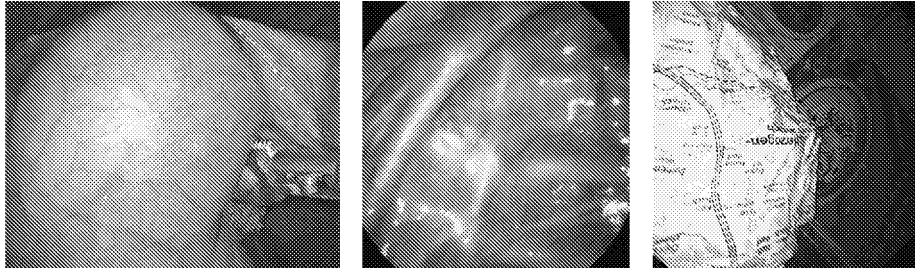
Die Fusion besteht in der Visualisierung des Lichtfeldes und CT-Datensatzes aus jeweils der gleichen Ansicht.

4 Ergebnisse

Bei zwei Szenen (**Gallenblase** und **Brustraum**, siehe Abb. 1) aus minimal-invasiven Operationen wurde die Oberfläche und das Lichtfeld mit Hilfe des ersten Verfahrens, durch Faktorisierung der Messmatrix, berechnet. Ergebnisse zeigt Abb. 2. Bei der **Gallenblase**-Sequenz wurde anschließend die Registrierung und Fusion mit einem segmentierten CT-Datensatz einer Gallenblase durchgeführt. Die dazu verwendeten Daten und das Ergebnis der Registrierung ist in Abb. 3 dargestellt.

Zum Test der Verfahren bei Einsatz eines endoskopführenden Roboterarms wurden mehrere Oberflächen unter OP-realistischen Bedingungen im Labor (vgl. Abb. 1, rechts) rekonstruiert und Lichtfelder der Szenen erzeugt. Hierbei wurde

Abb. 1. Originalszenen: **Gallenblase** (links), **Brustraum** (mitte), **Labor** (rechts)



insbesondere verglichen, welches der vorgestellten Triangulationsverfahren die robustesten Ergebnisse liefert. Ein repräsentatives Ergebnis zeigt Abb. 2 (rechts).

Eine Evaluation der Ergebnisse wurde bisher lediglich rein visuell durchgeführt. Die berechnete Geometrieinformation wurde bei beiden Verfahren als ausreichend genau für eine Registrierung bewertet. Das Fusionsergebnis war laut beteiligten Ärzten erwartungsgemäß: die Ansicht des Lichtfeldes bzw. der CT-Gallenblase stimmte überein.

Die benötigten Rechenzeiten auf einem Athlon XP 2600+ PC für eine Sequenz mit 140 Bildern betragen: 5 Minuten für die Faktorisierungs-Methode und 8 bzw. 34 Sekunden für die Triangulierungs-Methode (alle verfügbaren Bilder bzw. mehrere Bildpaare und anschließende Median-Berechnung).

5 Diskussion und Ausblick

Durch die schnelle Rekonstruktion der Oberflächengeometrie, die Lichtfelderstellung und Fusion des Lichtfeldes mit CT-Daten kann die OP-Situation für den Chirurgen verbessert werden.

Oberflächengeometrie lässt sich auf Grundlage einer Punktverfolgung berechnen. Ist die Bildqualität hoch genug, die Kamerabewegung stetig und die Bewegung in der Szene minimal, reicht diese Information aus das Lichtfeld der Szene einschließlich Geometrie durch Faktorisierung der Messmatrix zu berechnen.

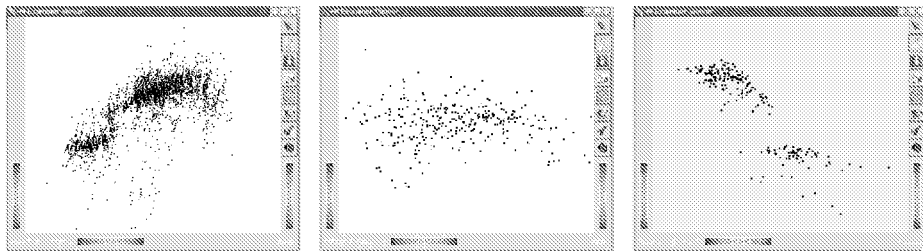
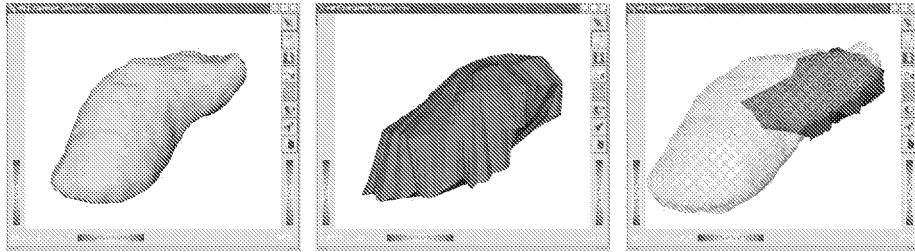


Abb. 2. Rekonstruierte 3-D-Punkte der Oberfläche: **Gallenblase** (links), **Brustraum** (mitte), **Labor** (paarweise Triangulierung und Medianbildung, rechts).

Abb. 3. Registrierung des Gallenblase-Lichtfelds: rekonstruierte Oberfläche aus dem CT-Datensatz (links), aus den 3-D-Punkten (mitte) und Registrierungsergebnis (rechts).



Bei schlechteren 2-D-Punktkorrespondenzen, z. B. auf Grund schlechterer Bildqualität oder Bewegung im Bild, ist die Berechnung mit Hilfe eines endoskopführenden Roboterarmes möglich, da dann die extrinsischen Kameraparameter nicht mehr aus den 2-D-Punktkorrespondenzen, sondern direkt aus den Winkeln der Roboterarmgelenke ermittelt werden können. Insbesondere bei minimal-invasiven Operationen sind schlechte Punktkorrespondenzen zu erwarten. Ein weiterer Vorteil des Roboterarms ist, dass die Rekonstruktion der Oberflächengeometrie und die Erzeugung des Lichtfeldes in sehr kurzer Zeit möglich ist. Nachteile ergeben sich durch die Fertigungsungenauigkeit des Roboterarms, wodurch Fehler bei der Visualisierung und Rekonstruktion der Oberfläche entstehen.

Literaturverzeichnis

1. Vogt F, Krüger S, Paulus D, et al.: Endoskopische Lichtfelder mit einem kameraführenden Roboter. Procs BVM 03: 418–422, 2003.
2. Vogt F, Klimowicz C, Paulus D, et al.: Bildverarbeitung in der Endoskopie des Bauchraums. Procs BVM 01: 320–324, 2001.
3. Palm C, Lehmann T, Spitzer K.: Bestimmung der Lichtquellenfarbe bei der Endoskopie makrotexturierter Oberflächen des Kehlkopfs. In K.-H. Franke, editor, 5. *Workshop Farbbildverarbeitung*, Seiten 3–10, Ilmenau, 1999. Schriftenreihe des Zentrums für Bild- und Signalverarbeitung e.V. Ilmenau.
4. Kübler C, Raczkowsky J, Wörn H.: Rekonstruktion eines 3D-Modells aus endoskopischen Bildfolgen. Procs BVM 02: 211–214, 2002.
5. Thormählen T, Broszio H, Meier PN.: Automatische 3D-Rekonstruktion aus endoskopischen Bildfolgen. Procs BVM 02: 207–210, 2002.
6. Heigl B, Koch R, Pollefeys M, et al.: Plenoptic modeling and rendering from image sequences taken by a hand-held camera. In Förstner W, *Mustererkennung 1999*, Seiten 94–101, September 1999. Springer.
7. Pollefeys M.: Self-Calibration and Metric 3D Reconstruction from Uncalibrated Image Sequences. Katholieke Universiteit Leuven, Belgium, Mai 1999.
8. Heigl B.: Plenoptic Scene Modelling from Uncalibrated Image Sequences. Doktorarbeit, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Deutschland, November 2003.