

Florian Vogt, Sophie Krüger, Dietrich Paulus, Heinrich Niemann, Werner
Hohenberger, Christoph Schick

Endoskopische Lichtfelder mit einem kameraführenden Roboter

appeared in:

Workshop Bildverarbeitung für die Medizin 2003 (BVM 2003)

Springer

pp. 418-422

Endoskopische Lichtfelder mit einem kameraführenden Roboter*

F. Vogt¹, S. Krüger², D. Paulus^{1, **}, H. Niemann¹, W. Hohenberger², C. Schick²

¹Lehrstuhl für Mustererkennung

Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 91058 Erlangen

Email: {vogt, paulus, niemann}@informatik.uni-erlangen.de

²Chirurgische Universitätsklinik, Krankenhausstr. 12, 91054 Erlangen

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

Zusammenfassung. In diesem Beitrag beschreiben wir die Erzeugung endoskopischer Lichtfelder mit Hilfe eines kameraführenden Roboterarms, mit dem die Position und Orientierung des Endoskops berechnet wird. Das vorgestellte Verfahren wird mit dem herkömmlichen Verfahren zur Erzeugung von Lichtfeldern hinsichtlich Zeit und Qualität verglichen.

1 Einleitung

Bei minimal-invasiven endoskopischen Operationen werden dem Operateur die unverarbeiteten Bilder des Operationsgebiets (z. B. Bauchraum oder Brustkorb) auf einem Fernsehmonitor dargestellt. Abgesehen von der direkten Verbesserung von endoskopischen Bildern [1] wäre eine 3D Visualisierung des Operationsgebietes für den Operateur sehr hilfreich. Dadurch kann z. B. das Operationsgebiet betrachtet werden, ohne dass das Endoskop bewegt werden muss oder es könnte zusätzliche Information in der 3D Visualisierung angezeigt werden.

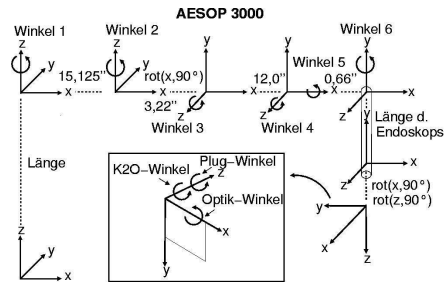
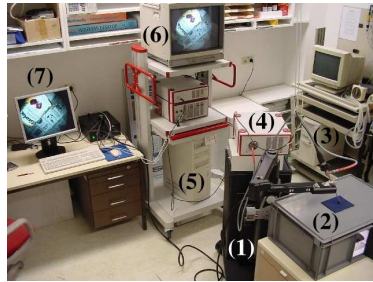
Mit *Lichtfeldern* [2] lassen sich 3D Szenen im Computer repräsentieren und es ist außerdem möglich, neue Ansichten der Szene darzustellen. Lichtfelder sind daher geeignet eine 3D Visualisierung zur Verfügung zu stellen. Sie können *ohne* zusätzlich Information direkt aus einer Video-Sequenz erzeugt werden [3]. Die für das Lichtfeld benötigten extrinsischen und intrinsischen Kameraparameter (Kameraposition und Kameraorientierung; Brennweite und Hauptpunkt) werden hierbei durch Punktverfolgung, Selbstkalibrierung und 3D-Rekonstruktion berechnet. Dies ist bei endoskopischen Sequenzen allerdings sehr schwer und nur unter bestimmten Voraussetzungen möglich: keine bzw. minimale Bewegung in der Szene, stetige Kameraführung, „geeignete Szene“ zum Verfolgen von Punkten und gute Lichtverhältnisse. Sind diese Voraussetzungen nicht erfüllt, kann in der Regel kein Lichtfeld erzeugt werden.

Durch einen kameraführenden Roboter lassen sich die für das Lichtfeld nötigen extrinsischen Kameraparameter robust berechnen. Die intrinsischen Kameraparameter werden in einem separaten Kalibrierungsschritt bestimmt (siehe Abschnitt 2).

* Diese Arbeit wurde gefördert durch die DFG im Rahmen des SFB 603 (TP B6). Für den Inhalt sind ausschließlich die Autoren verantwortlich.

** Neue Adresse: Inst. für Computervisualistik, Univ. Koblenz-Landau, 56070 Koblenz

Abb. 1. Laboraufbau (links) und Kinematik des Roboterarms AESOP 3000 (rechts). Links: (1) AESOP 3000 (2) „Patient“ (3) Kamerakopf und Endoskop (4) Lichtquelle (5) Computer (6) Endoskopieturm mit Monitor (Originalbild) (7) Zweiter Monitor (Computerbild/Lichtfeld). Rechts: Sieben Freiheitsgrade (Länge, Winkel 1, . . . , 6), Länge d. Endoskops, Korrekturwinkel (K2O-, Plug- und Optik-Winkel)



In den letzten Jahren wurden vermehrt Computer in der Endoskopie eingesetzt. Außer den Möglichkeiten zur direkten Bildverbesserung [1,4] können endoskopische Bildstörungen durch den Einsatz von Lichtfeldern reduziert werden [5]. Häufig werden dreidimensionale Daten (CT oder MR) so aufbereitet, dass eine virtuelle Endoskopie (z. B. des Darms) durchgeführt werden kann, ohne dass eine tatsächliche Endoskopie durchgeführt werden muss [6]. In [7] wird die Szenengeometrie aus endoskopischen Bildern des Dickdarms berechnet und durch Texturierung des resultierenden Dreiecksnetzes ein realistisches 3D-Oberflächenmodell erstellt. In [8] wird die Kameraposition mit Hilfe eines magnetischen Sensors bestimmt. Danach kann das endoskopische Bild durch Einsatz von Markern mit einem CT-Datensatz registriert und überlagert werden. Verschiedene Veröffentlichungen befassen sich mit der Erstellung von Lichtfeldern aus Video-Sequenzen „normaler“ Szenen [3,2,9]. Den Autoren ist allerdings keine Gruppe bekannt, die sich mit dem speziellen Problem der endoskopischen Lichtfelder befasst.

In diesem Beitrag zeigen wir, wie eine 3D Visualisierung des Operationsgebietes durch die Erzeugung von Lichtfeldern unter Ausnutzung eines kameraführenden Roboters generiert werden kann.

2 Methoden

Der eingesetzte Roboterarm AESOP 3000 (Abb. 1), hergestellt von der Firma *Computer Motion Inc.*, besitzt sieben Freiheitsgrade. Die Bilder des Endoskops werden mit einem PC mit Framegrabberkarte direkt von der Endoskopiekamera aufgenommen. Jeweils vor und nach der Aufnahme eines Bildes werden die sieben Freiheitsgrade des Roboterarms (ein Längen- und sechs Winkelwerte) ausgelesen und gespeichert. Der Laboraufbau ist in Abb. 1 dargestellt.

Zunächst wird ein Kalibriermuster verwendet, um durch Kalibrierung die intrinsischen Kameraparameter zu berechnen [10]. Hierbei werden radiale und tangentielle Verzerrungskoeffizienten berechnet, mit deren Hilfe die durch die geringe Brennweite stark verzerrten endoskopischen Bilder entzerrt werden.

Der Längenwert und die Winkelwerte des Roboterarms vor und nach der Bildaufnahme werden gemittelt. Aus den sieben Werten pro Bild lässt sich durch die bekannte Kinematik des Roboterarms (siehe Abb.1) die Position und Orientierung der Endoskophalterung berechnen, allerdings nicht die benötigte Position und Orientierung der Endoskopspitze (hier befindet sich die gedachte Kamera).

Die Transformation von der Endoskophalterung zur gedachten Kamera lässt sich durch zwei weitere Kalibrierschritte bestimmen. Zunächst wird die Länge von der Endoskophalterung bis zum Linsenmittelpunkt der Endoskopspitze von Hand gemessen. Die Orientierung der Endoskopoptik in der Halterung (siehe Abb. 1, Plug-Winkel) wird mit Hilfe weiterer Aufnahmen (mindestens 2) eines Kalibrierungsmusters bestimmt. Da der Kamerakopf nicht an der Endoskopoptik fixiert sondern bei jeder Operation neu angebracht wird, wird außerdem die Drehung zwischen Kamerakopf und Endoskopoptik (siehe Abb. 1, K2O-Winkel) durch Detektion einer Kerbe am Rand der Optik bestimmt. Normalerweise wird eine 30 Grad Winkel-Optik verwendet, d. h. dieser Winkel (siehe Abb. 1, Optik-Winkel) ist in der Berechnung der Transformation zusätzlich zu berücksichtigen. Nun ist für jedes aufgenommene Bild die Kameraposition und -orientierung berechenbar (relativ zum Koordinatensystem des Roboterarms).

3 Experimente

Die berechneten Rotationsmatrizen \mathbf{R} wurden anhand der folgenden zwei Eigenschaften überprüft: $\det(\mathbf{R}) - 1 = 0$ und $\|\mathbf{R}\mathbf{R}^T - \mathbf{I}_3\|_F = 0$ (wobei $\|\cdot\|_F$ die Frobenius-Norm und \mathbf{I}_3 die 3×3 Einheitsmatrix ist). Als Ergebnis aus 2997 Matrizen ergibt sich (Mittelwert \pm Standardabweichung): $\det(\mathbf{R}) - 1 = 2.42 \cdot 10^{-8} \pm 4.7 \cdot 10^{-7}$ und $\|\mathbf{R}\mathbf{R}^T - \mathbf{I}_3\|_F = 1.193 \cdot 10^{-6} \pm 4.52 \cdot 10^{-7}$. Die Eigenschaften sind daher im Rahmen der Rechnergenauigkeit sehr gut erfüllt.

Der „Patient“, eine Kiste mit einer Öffnung für das Endoskop, wurde zur Hälfte mit Zeitungspapier und zur anderen Hälfte mit ausgedruckten OP-Bildern aus dem Bauchraum ausgelegt. 16 Lichtfelder von künstlichen Objekten (z. B. Zeitungspapierkugel, Ricola-Dose) konnten unter OP-nahen Bedingungen (siehe Abb. 1) erzeugt werden. In Abb. 2 sind die extrinsischen Kameraparameter einer mit einem Kalibrierungsmuster kalibrierten Sequenz (ALF014) im Vergleich zu den mit AESOP berechneten dargestellt. Translatorische Fehler liegen im Bereich zwischen 0 und 4 Millimeter, rotatorische Fehler liegen im Bereich von 0 bis 1.5 Grad pro Achse. Abb. 3 zeigt die berechneten extrinsischen Kameraparameter der Sequenz ALF029 im Vergleich zur herkömmlichen Methode. Auffallend ist hier, dass mit der herkömmlichen Methode nur die Frames 74 bis 142 für das Verfahren nutzbar waren. In Abb. 4 sind beispielhaft aus einem Lichtfeld gerenderte Bilder zu sehen (Sequenz ALF029). Wie man sieht ist die Qualität des AESOP-Lichtfeldes vergleichbar zum herkömmlichen Verfahren. Bei dem AESOP-Lichtfeld ist außerdem ein größerer Szenen-Bereich darstellbar, da alle Frames benutzt werden können. Zeitangaben sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Die Güte der Lichtfelder hängt vor allem von den Kalibrierungsschritten und der Genauigkeit des Roboterarms ab. Außerdem ist die Qualität der gerenderten Bilder umso schlechter, je näher sich das Endoskop an den Objekten befindet, da dann die Annahme einer Ebene als Szenengeometrie nicht mehr zutrifft und Tiefeninformation fehlt um die Fehler auszugleichen.

Abb. 2. Sequenz ALF014: extrinsische Kameraparameter. Pyramiden entsprechen den Kameras. Mit einem Kalibriermuster berechnet (links) und mit AESOP berechnet (rechts).

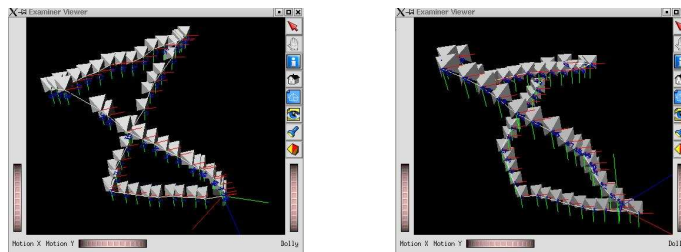
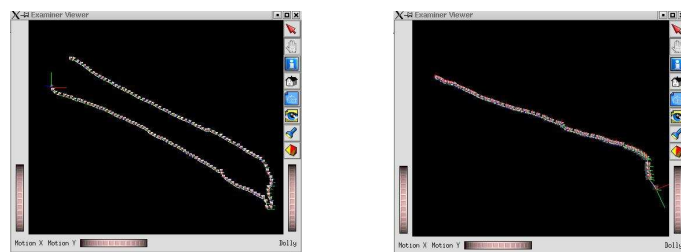


Abb. 3. Sequenz ALF029: extrinsische Kameraparameter. Mit AESOP berechnete Parameter (links) und mit dem herkömmlichen Verfahren berechnete Parameter (rechts).



4 Diskussion und Ausblick

Unter Zuhilfenahme eines kameraführenden Roboters ist die Erzeugung endoskopischer Lichtfelder in kurzer Zeit (abhängig von der Anzahl der verwendeten Bilder) und sehr robust möglich (d. h. ohne szenenabhängige Steuerungsparameter und bei beliebigen Szenen). Dadurch kann das Verfahren in Zukunft auch während einer realen Operation eingesetzt werden.

Nachteile der beschriebenen Methode zur Lichtfelderzeugung sind die nötigen Kalibrierschritte, die allerdings einmalig vor der Operation erfolgen können, und die sich aus der Fertigung des Roboterarms ergebende Ungenauigkeit.



Abb. 4. Sequenz ALF029: Endoskopisches Originalbild (links), aus dem AESOP-Lichtfeld gerendertes Bild (mitte), aus dem herkömmlichen Lichtfeld gerendertes Bild (rechts).

Durch optionale Information über die Szenengeometrie kann zusätzlich die Darstellungsqualität beim Rendern verbessert werden. Geometrieinformation in Form von Tiefeninformation pro Bild (Tiefenkarte) kann aus den berechneten Kameraparametern und Bildern z. B. durch Stereoverfahren gewonnen werden. Die Erstellung von Tiefenkarten aus den berechneten Kameraparametern ist Gegenstand aktueller Forschung.

Sequenz	#Bilder	Bildgröße	Zeit für FF LF	Zeit für PP LF	LF-Typ
ALF027	16	512 × 512	00:09 min	01:26 min	A
ALF014	54	512 × 512	00:30 min	04:26 min	A
ALF029	143	512 × 512	01:23 min	05:10 min	A
ALF028	236	512 × 512	02:14 min	05:20 min	A
ALF029	143 $\xrightarrow{\text{nutzbar}}$ 69	512 × 512	42:44 min	43:48 min	H

Tabelle 1. Zeitverbrauch (Pentium IV, 2.4 GHz): LF = Lichtfeld, FF = Lichtfeld (Freiform-Parameterisierung), PP = Lichtfeld (Zwei-Ebenen-Parameterisierung), LF-Typ A = AESOP, LF-Typ H = herkömmlich.

Literatur

1. F. Vogt, C. Klimowicz, D. Paulus, W. Hohenberger, H. Niemann, and C. H. Schick. Bildverarbeitung in der Endoskopie des Bauchraums. In H. Handels, A. Horsch, T. Lehmann, and H.-P. Meinzer, editors, *5. Workshop Bildverarbeitung für die Medizin*, pages 320–324, Lübeck, October 2001. Springer Berlin, Heidelberg, New York.
2. M. Levoy and P. Hanrahan. Light field rendering. In *Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series (Proc. SIGGRAPH '96)*, pages 31–42, 1996.
3. B. Heigl, R. Koch, M. Pollefeys, J. Denzler, and L. Van Gool. Plenoptic modeling and rendering from image sequences taken by a hand-held camera. In W. Förstner, J.M. Buhmann, A. Faber, and P. Faber, editors, *Mustererkennung 1999*, pages 94–101, Heidelberg, September 1999. Springer.
4. C. Palm, T. Lehmann, and K. Spitzer. Bestimmung der Lichtquellenfarbe bei der Endoskopie makrotexturierter Oberflächen des Kehlkopfs. In K.-H. Franke, editor, *5. Workshop Farbbildverarbeitung*, pages 3–10, Ilmenau, 1999. Schriftenreihe des Zentrums für Bild- und Signalverarbeitung e.V. Ilmenau.
5. F. Vogt, D. Paulus, I. Scholz, H. Niemann, and C. H. Schick. Glanzlichtsubstitution durch Lichtfelder. In Meiler et al. [11], pages 103–106.
6. C. Kübler, J. Raczowsky, and H. Wörn. Rekonstruktion eines 3D-Modells aus endoskopischen Bildfolgen. In Meiler et al. [11], pages 211–214.
7. T. Thormählen, H. Broszio, and P. N. Meier. Automatische 3D-Rekonstruktion aus endoskopischen Bildfolgen. In Meiler et al. [11], pages 207–210.
8. M. Scheuering, C. Rezk-Salama, H. Barfuss, K. Barth, A. Schneider, G. Greiner, G. Wessels, and H. Feussner. Intra-operative Augmented Reality With Magnetic Navigation And Multi-texture Based Volume Rendering For Minimally Invasive Surgery. *Rechner- und Sensorgestützte Chirurgie*, pages 83–91, 2001.
9. M. Pollefeys. *Self-Calibration and Metric 3D Reconstruction from Uncalibrated Image Sequences*. Katholieke Universiteit Leuven, Belgium, May 1999.
10. R. Y. Tsai. A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, Ra-3(3):323–344, August 1987.

11. M. Meiler, H. Handels, F. Kruggel, T. Lehmann, and D. Saupe, editors. *6. Workshop Bildverarbeitung für die Medizin*, Leipzig, March 2002. Springer Berlin, Heidelberg, New York.