Rekonstruktion eines 3D-Modell aus endoskopischen Bildfolgen

Carsten Kübler, Jörg Raczkowsky, Heinz Wörn

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

Zusammenfassung. Die Endoskopie ist ein weit verbreitetes Mittel für gering traumatisierende diagnostische Untersuchungen und therapeutische Eingriffe. Neue Entwicklungen waren in den vergangenen Jahren unter anderem die virtuelle Endoskopie, die Entwicklung von Antriebsmechanismen für flexible Endoskope und die Verbindung klassischer starrer Endoskope mit optischen Lokalisationssystemen. Eine intraoperative virtuelle Rekonstruktion des Organs aus Bildfolgen wurde bisher nicht realisiert.

1 Einleitung

Der Einsatz stereoskopischer Videoendoskope wird bisher nicht durchgehend eingesetzt, da eine zweite Kamera den Durchmesser des Endoskops deutlich vergrößern würde, obwohl ein deutlicher Vorteil der Handhabbarkeit stereoskopischer Endoskope nachgewiesen werden konnte [1].

Stereoskopische Bilder können bei der virtuellen Endoskopie zur Diagnostik generiert werden, bei der aus einem präoperativ aufgenommenen CT- oder MRT-Datensatz ein virtuelles 3D-Modell des zu untersuchenden Organs erzeugt wurde. Die Nachteile dieses diagnostischen Verfahrens sind, dass ausschließlich größere geometrische Veränderungen des Organs festgestellt werden können, aber niemals farbliche, und dass sich die exakte Lage und Orientierung der meisten Organe intraoperativ im Vergleich zum präoperativen Aufnahmezeitpunkt verändert haben.

Durch die Kombination eines starren Endoskops mit einem Lokalisationssystems wird zur unterstützenden Navigation ebenfalls ein präoperativ aufgenommener CT- oder MRT-Datensatz herangezogen. Der untersuchende Arzt erhält die Position der Endoskopspitze in einer triplanaren Darstellung der präoperativen Bilddaten eingezeichnet und kann dadurch das Endoskop exakt navigieren. Der Einsatzbereich liegt bei starren Organstrukturen. Ein weiteres Einsatzgebiet für ein Lokalisationsgerät in der Endoskopie ist, dass bei Sichtverlust dem Arzt ein während der Untersuchung zuvor aufgenommenes entsprechendes Bild eingeblendet werden kann, das an der gleichen Position und mit dem selben Blickwinkel aufgenommen wurde. Das System kann nur eine geringe rotatorische und translatorische Abweichung der Kamera tolerieren und ist nur für starre Strukturen geeignet.

Bisher gibt es noch kein System, das ein 3D-Modell des zu untersuchenden Organs mit einem patientenindividuellen Aussehen erzeugen kann. Das liegt daran, dass seither das 3D-Modell aus einem präoperativ aufgenommenen Volumendatensatz erzeugt wird. Das Endoskop ist zur Durchführung therapeutischer Eingriffe das Mittel der Wahl und kann nicht ersetzt werden. Bei einem positiven Befund muss immer zu einem klassischen Endoskop gegriffen, oder eine größere Operation durchgeführt werden. Es gibt bisher kein System, dass das intraoperativ aufgenommene Bildmaterial zur Erzeugung eines patientenindividuellen 3D-Modells heranzieht. Im Folgenden wird das Verfahren beschrieben und erste Ergebnisse präsentiert.

2 Erzeugung eines 3D-Modells

Die Erzeugung eines 3D-Modells setzt zur Rekonstruktion eines Organbereichs die Sicht aus mindestens zwei unterschiedlichen Richtungen voraus. Um ein Modell erzeugen zu können, werden korrespondierende Punkte in zeitlich nah aufgenommenen 2D-Bildern lokalisiert und ein lokales 3D-Modell des gemeinsamen Ausschnittes rekonstruiert. Da die Größe der lokalen 3D-Modelle von der Länge der Translation der Kamera zwischen den Aufnahmezeitpunkten abhängt, ist ein Lokalisationssystem für die exakte Bewegung der Kamera unabdingbar. Für flexible Endoskope bieten sich bereits kommerzielle elektromagnetische Lokalisationssysteme an, deren Sensoren einen Durchmesser kleiner 1 mm sind.

Zur schnellen Verfolgung korrespondierender Punkte und folglich einer schnellen Rekonstruktion des aktuellen 3D-Modells, wird ein neu aufgenommenes Bild in vier Schritten analysiert.

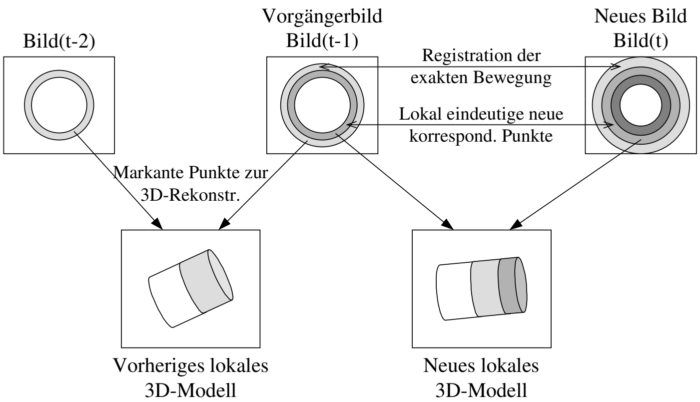

Abb. 1 Analyse eines neu aufgenommenen Bildes

Im ersten Schritt wird die exakte Bewegung der Kamera zwischen den Aufnahmezeitpunkten bestimmt. Markante Punkte aus dem vorherigen lokalen 3D-Modell werden gesucht und mit der relative Bewegung, die das Lokalisationssystem gemessen hat, transformiert. Dieses Startkriterium schränkt die Suche dieser markanten Punkte in dem neu aufgenommenen Bild ein. Anschließend kann die Rotation und Translation zwischen den Aufnahmezeitpunkten beider Bilder exakt bestimmt werden.

Der zweite direkt anschließende Bildbereich enthält markante Punkte aus dem vorherigen Bild, deren Geometrie nicht bekannt ist. Durch die exakte Registrierung beider Bilder, der Eigenschaft, dass Punkte auf Epipolarlinien liegen und den bekannten geometrischen Positionen benachbarter Punkte, wird der Bereich, in dem die korrespondierenden Punkte vorkommen können, stark eingeschränkt. Anschließend können die geometrischen Positionen aller Punkte berechnet werden und ein neues lokales Modell erzeugt werden.

Der übrige Bildbereich des neuen Bildes wird in zwei weitere Bereiche unterteilt. Ein benachbarter Bereich zum zweiten, in dem neue markante Punkte für das nächste Bild gesucht werden, und dem letzten Bereich der sich entlang der Translationsrichtung der Kamera befindet und deshalb wegen einer zu großen Messungenauigkeit verworfen wird.

Zur Rekonstruktion eines patientenindividuellen 3D-Modells wird jedes lokale 3D-Modell zusätzlich mit einer Textur überzogen, die aus den aufgenommenen Bildern an dieser Stelle berechnet wurde. Ein relationales Modell beschreibt die örtlichen zusammenhänge der einzelnen lokalen 3D-Modelle und ist für eine relationale Beschreibung aller lokalen 3D-Modelle entwickelt worden.

3 Ergebnis

Um ein patientenabhängiges Modell rekonstruieren zu können, wurden mehrere Probleme gelöst. Parallel zum hohen Datenaufkommen der Videokamera, musste die Position und Orientierung der Kamera synchron aufgezeichnet werden. Die optischen Eigenschaften der Kamera wurden mit einem verbesserten Verfahren, basierend auf dem Algorithmus von Tsai [2], kalibriert. Es wurde gezeigt, dass die radiale Linsenverzerrung von Weitwinkelkameras, die in der Endoskopie gebräuchlich sind, nur durch Polynome mindestens fünften Grades exakt genug beschrieben werden konnten. Die durchschnittliche Abweichung der Kalibrierung konnte auf 0,2 Pixel reduziert werden. Bei einer Kalibrierung nach Tsai ergab sich zum Vergleich eine durchschnittliche Abweichung von 0,74 Pixel. Vor allem die Kalibrierung der Randbereiche, die für die Rekonstruktion maßgeblich sind, wurde verbessert.

Abbildung 2 zeigt einen Ausschnitt einer Kalibrierungsebene im Vergleich beider Kalibrierungsverfahren.

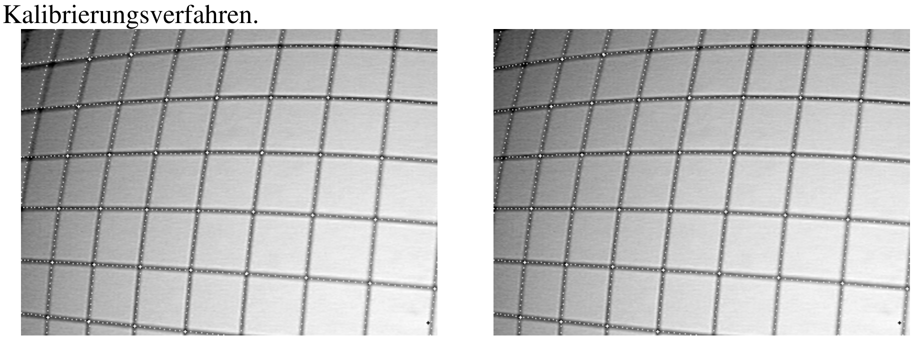

Abb. 2 links: Kalibrierung nach Tsai rechts: Verbessert durch Polynom 5. Grades

Um eine akzeptable Geschwindigkeit des virtuellen 3D-Modells zu bekommen, wurden unterschiedliche Untersuchungen durchgeführt. Für diesen Zweck musste das am IPR verwendete Visualisation Toolkit (VTK) um den Einsatz vieler Texturen in einem 3D-Modell erweitert werden. Es hat sich gezeigt, dass ein handelsüblicher PC mit einer gehobenen 3D-Grafikkarte diese Aufgabe schneller visualisieren kann als eine 5 bis 10 Mal teurere SGI-Grafikworkstation. Die besten visuellen Ergebnisse wurden beim Einsatz von Mipmapping in Kombination mit einer entfernungsabhängigen bzw. nicht sichtbaren Ausblendung von Texturen erreicht. In der Praxis werden etwa 60 Texturen mit einer Größe von jeweils 1024x256x3 gleichzeitig dargestellt. Da während einer Untersuchung kontinuierlich 21Mbyte pro Sekunde an Texturdaten anfallen, musste ebenfalls ein Texturproxy realisiert werden um die Texturen dynamisch verwalten zu können. Mit einer Geschwindigkeit von 10 Bilder pro Sekunde kann in dem virtuellen Modell navigiert werden.

Abbildung 3 zeigt eine Rekonstruktion eines in einem Darmsimulator aufgenommenen Modells und die alternative Darstellung dieses Bereichs als 2D-Modell

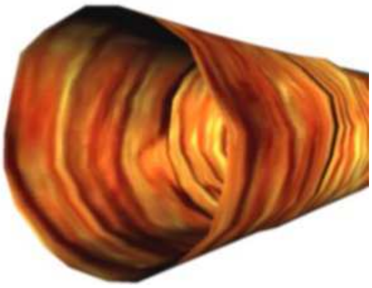

Abb. 3 links: Rekonstruktion eines Darmabschnitts rechts: alternative 2D-Darstellung

4 Neue Möglichkeiten dieser Technik

Durch das vorgestellte Verfahren kann erstmals eine 3D-Rekonstruktion in der Endoskopie erreicht werden, ohne präoperativ eine virtuelle Endoskopie mit sämtlichen Belastungen des Patienten durchführen zu müssen. Dieses virtuelle 3D-Modell kann für unterschiedliche Bereiche eingesetzt werden. Hierzu zählen die Durchführung einer Operation nach Sichtverlust; Erzeugung eines nichtredundanten, mit maximalem Detail erzeugten 3D-Modell; schnelle Begutachtung des zu untersuchenden Organs aus beliebigen Kameraperspektiven; alternative Darstellung des 3D-Modells zur schnellen übersichtlichen Darstellung des zu untersuchenden Organs; zur schnellen Navigation oder zur postoperativen Dokumentation; Durchführung der Operation in Stereosicht, indem im virtuellen 3D-Modell zwei Kameras eingesetzt werden.

Die Möglichkeit einer exakten Registrierung eines virtuellen 3D-Modells mit einem intraoperativ erzeugten 3D-Modell soll überprüft werden. Mit diesen Daten soll der noch nicht rekonstruierte Verlauf eingeblendet werden und lokale 3D-Modelle einfacher berechnet werden.

5 Literatur

1. Schlussbericht des BMBF-Verbundprojekt: Sichtsysteme für die Minimalinvasive Chirurgie, Chirurgische Klinik Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 1999.
2. R.Y. Tsai: A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV and Lenses, IEEE Journal of Robotics and Automation, vol. RA-3, no.4 1987.