

Verzerrung einer virtuellen Szene zur Erweiterung der Realität eines Endoskopiebildes

Ingmar Wegner, Philipp Wolber, Björn Gebhard, Marcus Vetter
und Hans-Peter Meinzer

Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik,
Deutsches Krebsforschungszentrum, 69120 Heidelberg
Email: i.wegner@dkfz-heidelberg.de

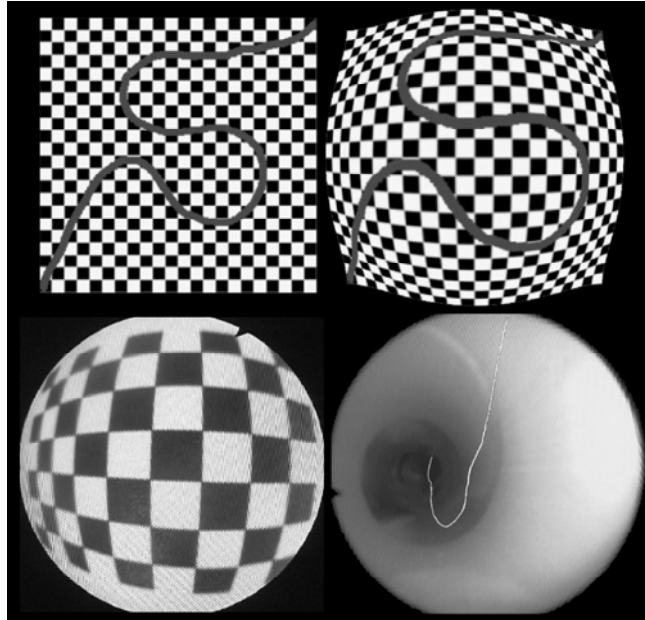
Zusammenfassung. Mit der Hilfe eines Endoskops kann das Innere des menschlichen Körpers minimalinvasiv erkundet werden. Die Optik des Instruments ist so aufgebaut, dass sie einen weiten Bereich der um die Spitze liegenden Strukturen aufnimmt. Dadurch wird das Bild jedoch auch stark verzerrt („Fischauge-Effekt“). Für die Erweiterung dieses Bildes mit virtuellen Objekten (Augmented Reality) müssen nun die virtuellen Objekte gleichermaßen verzerrt werden. Erst dadurch ist eine korrekte Verbindung von realen und virtuellen Objekten möglich. Dieser Beitrag beschreibt ein Verfahren, mit dem dies unter Berücksichtigung der Echtzeitfähigkeit möglich ist.

1 Einleitung und medizinischer Hintergrund

Ein interaktives System, welches in Echtzeit reale und virtuelle Objekte miteinander verbindet, nennt man Augmented Reality (AR) System. Auch wenn die AR-Technik sich in manchen Gebieten etabliert hat, befindet sie sich immer noch stark in der Entwicklungsphase. Flugzeugpiloten bekommen das Bild der Landebahn auch bei Nebel virtuell angezeigt, Auto-Navigationssysteme werden so erweitert, dass in einem Display die reale Straße von einem virtuellem Weg überlagert wird und Touristen können bereits zerstörte historische Gebäude an Ort und Stelle virtuell neu aufleben sehen. Probleme bereitet der AR-Technik insbesondere die Registrierung der realen mit virtuellen Strukturen sowie die Erhaltung der Echtzeitfähigkeit. In der Medizin tragen AR-Systeme eine große Verantwortung und setzen sich daher hier nur langsam durch. In diesem Gebiet spielt die Genauigkeit die wichtigste Rolle. Beispielsweise ein an falscher Stelle eingezeichneter virtueller Tumor kann enorme Auswirkungen auf den Verlauf einer Operation haben. Durch die stetig steigende Rechnerleistung können jedoch auch immer genauere Berechnungen durchgeführt werden, so dass Verfahren mit guter Genauigkeit zunehmend auch echtzeitfähig werden und somit die an sie gestellte Verantwortung übernehmen können.

Ein Prototyp eines solchen Systems setzt es sich zur Aufgabe, die Orientierung und Wegfindung innerhalb der Lunge zu verbessern [1]. Ein Video-Bronchoskop (flexibles Endoskop für die Lunge) wird hierzu in das Innere der

Abb. 1. Unverzerrtes (oben links) und durch das beschriebene Verfahren verzerrte Bild (oben rechts). Deutliche Verzeichnung eines mit einem Bronchoskop abgelichteten regelmäßigen Schachbrettmusters (links unten). Die pixelartigen Artefakte werden von den einzelnen Glasfasersträngen des Bronchoskops verursacht. Das Ergebnisbild zeigt im realen Videobild einen dünnen virtuellen Pfad (unten rechts).



Lunge vorgeschoben. Die Vielzahl der Abzweigungen erschwert dabei das zielgerichtete Auffinden einer bestimmten Position. Der Einsatz eines Navigationssystems hilft hier weiter, indem es u.a. die aktuelle Lage des Bronchoskops auf einen präoperativ aufgenommenen (CT/MRT) Bronchialbaum registriert und einen berechneten Pfad hin zu einer definierten Stelle in das Videobild einzeichnet.

Die Optik eines solchen Endoskops ist so aufgebaut, dass ein möglichst großer Bereich der vor der Spitze liegenden Strukturen am Okular bzw. im Videobild zu erkennen ist. Dadurch entsteht eine radial-symmetrische Verzeichnung [2, S.120], die man umgangssprachlich auch als „Fischaugen-Effekt“ bezeichnet. Die starke Verzeichnung stellt Objekte in der Mitte des Bildes normal groß oder sogar größer dar. In den Seiten des Bildes erscheinen die Objekte extrem gestaucht (s. Abb. 1 links unten). Hierdurch stellt sich die vom Endoskopist benötigte Ansicht ein: Eine genaue Sicht in der Mitte und eine Rundumsicht an den Seiten. Will man nun im Speziellen das Videobild des Bronchoskops durch virtuelle Objekte erweitern, muss man diese starke Verzeichnung mitberücksichtigen. Andernfalls passen die virtuellen Objekte nicht in das verzerrte Bild. Der Endoskopist ist das stark verzerrte Bild gewohnt und kann es richtig interpretieren. Eine Entzerrung des Videobildes würde eine Veränderung seiner Gewohnheiten darstellen. Also

muss ein Verfahren entwickelt werden, welches die kameraspezifischen Parameter bestimmt und anhand derer die virtuellen Objekte gleich dem Videobild verzerrt, so dass beide Bilder übereinander in Echtzeit dargestellt werden können.

Ein notwendiger Schritt hierzu ist die Kamerakalibrierung. Für die Extraktion der kameraspezifischen Parameter existieren mehrere freie Applikationen, von denen jedoch nur die wenigsten die gewünschten Parameter zufriedenstellend errechnen können. Das ARToolkit[3] beispielsweise berechnet die Kameraparameter nur rudimentär und geht davon aus, dass während der darauffolgenden Echtzeitregistrierung von realem Marker auf virtuelles Objekt die Fehler der Kalibrierung unbedeutend werden. Außerdem bezieht sich das Toolkit lediglich auf geringe optische Fehler und nicht auf eine starke Verzerrung. Anders als das ARToolkit konzentriert sich die freie „Camera Calibration Toolbox for Matlab“ [4] darauf, die Parameter so genau wie möglich zu errechnen. Das Resultat besteht aus den benötigten Parametern sowie dem jeweiligen relativen Fehler. Zur Realisation von Entzerrungen von Kamerabildern in Echtzeit veröffentlichte Michael R. Bax einen Beitrag und zeigte, dass sich Grafikkarten zu dem Zwecke gut eignen [5].

2 Methoden und Workflow

Das hier vorgestellte Verfahren wird in dem Projekt „Navigierte Bronchoskopie“ [1] eingesetzt. Da dieses Projekt mit dem OpenSource Toolkit MITK (Medical Imaging Interaction Toolkit [6]) realisiert ist, wurde das Verfahren ebenfalls ins MITK integriert. MITK kombiniert die freien Toolkits ITK und VTK und erweitert sie um die für die medizinische Bildverarbeitung notwendigen Algorithmen (Datenhaltung, Interaktion etc.). VTK nutzt u.a. OpenGL als API. Die Veränderung der Parameter der virtuellen OpenGL-Kamera kam hier nicht infrage, da dadurch auch das Videobild im Hintergrund mitverzerrt werden würde. Also wurde ein Verfahren entwickelt, welches unter Benutzung des OpenGL Depth- und Alpha-Testing alleinig die virtuelle Szene verzerrt. Das Verfahren sieht zunächst vor, einmalig die kameraspezifischen Parameter mit der von Mei entwickelten „Camera Calibration Toolbox for Matlab“ [4] zu errechnen. Die benötigten Parameter unterteilen sich in f_c (Brennweite), cc (Verzerrungsmittelpunkt) und kc (Parameter für die radial- und tangential-symmetrische Verzeichnung). Die Kalibrierung ergab für das verwendete Bronchoskop der Firma Karl Storz Endoskope die folgenden Parameter:

$$f_{c_1} = 349.678 \quad f_{c_2} = 349.179 \quad cc_1 = 388.898 \quad cc_2 = 292.266$$

$$kc_1 = -0.378 \quad kc_2 = 0.092 \quad kc_3 = 0.000 \quad kc_4 = 0.000 \quad kc_5 = 0.000$$

Wie wir am Ergebnis sehen, können die tang.-sym. Parameter kc_3 und kc_4 aufgrund der Qualität der Optik vernachlässigt werden. kc_5 beschreibt stärkere rad.-sym. Verzeichnungen als sie bei einem Endoskop vorkommen und kann somit ebenfalls vernachlässigt werden. Durch die so vereinfachte Formel nach Mei läßt

sich nun zu jedem unverzerrten virtuellen Bildpunkt mit den Koordinaten X_{Orig} und $Y_{Orig} \in [0, 1]$ ein verzerrter Bildpunkt X_{Dist} und $Y_{Dist} \in [0, 1]$ berechnen:

$$X_{Dist} = fc_1 \cdot (1.0 + kc_1 \cdot r^2 + kc_2 \cdot r^4) \cdot X_{Orig} + cc_1$$

$$Y_{Dist} = fc_2 \cdot (1.0 + kc_1 \cdot r^2 + kc_2 \cdot r^4) \cdot Y_{Orig} + cc_2$$

Die errechneten Koordinaten X_{Dist} und Y_{Dist} können in einer Tabelle gespeichert und für den Aufbau eines Gitternetzes herangezogen werden. Das Gitternetz verzerrt dann das Originalbild entsprechend der Kameraparameter. Dafür wird die virtuelle Szene von OpenGL zunächst dem Alpha-Hintergrundwert 0 initialisiert. Die virtuellen Objekte werden gezeichnet, jedoch noch nicht dem Betrachter angezeigt, sondern im Texturspeicher der Grafikkarte gespeichert. Hierauf wird die virtuelle Szene gelöscht und von perspektivischer Projektion auf orthographische Projektion umgeschaltet. Innerhalb der Szene wird eine Ebene, bespannt mit der aktuellen Textur des Endoskopievideobildes, platziert. Vor dieser Ebene werden nun aus den zuvor berechneten Verzweigungspunkten unterschiedlich geformte Kacheln erstellt. Das in den Texturspeicher kopierte Bild wird in gleich große Teile zerlegt und mit aktiviertem Alpha-Test jeweils auf eine Kachel gespannt. Dadurch wird eine zusammenhängende Ebene aus mehreren Teilstücken zusammengebaut, die die vorher kopierte Szene verzerrt zeigt. Durch den Alpha-Test werden lediglich die gezeichneten Objekte und nicht der Hintergrund der kopierten Szene dargestellt, so dass das dahinter liegende Videobild im Hintergrund der virtuellen Objekte gezeichnet wird. Nach einem Befehl zur Anzeige (glSwapBuffer) sieht der Lungenspezialist die verzerrten virtuellen Objekte vor dem Endoskopievideobild dargestellt.

3 Ergebnisse

Durch das vorgestellte Verfahren kann eine wesentliche Verbesserung im Bereich der erweiterten Realität mit einem verzerrten Endoskopiebild erreicht werden. Das hier beschriebene Verfahren ist im MITK implementiert und steht somit der Öffentlichkeit zur Verfügung. Die beschriebene Formel wurde in der Klasse `mitkARMapper2D.cpp` in Zeile 83pp umgesetzt.

Durch das Verfahren sind alle von VTK bzw. OpenGL gezeichneten Objekte verzerrt, so dass nach einer geeigneten Registrierung die beiden Teilbilder (virtuell und real) übereinander passen (s. Abb. 1 rechts unten). Die Echtzeitfähigkeit eines Systems bleibt erhalten, da das Verfahren mit OpenGL implementiert ist und somit hauptsächlich die heutzutage meist unterforderte Rechenleistung der Grafikkarte benutzt. Die Generierung der Koordinaten zur Verzerrung wird ebenfalls nur einmal aufgerufen, da davon ausgegangen wird, dass sich die Kameraparameter bei Laufzeit nicht ändern. Grundlegende Performancetests zeigten keine Beeinträchtigung der Echtzeitfähigkeit eines AR-Systems. Für einen Lungenspezialisten bedeutet dies, dass zum ersten Mal ein virtueller Leitpfad hin zu einem definierten Bronchus stimmig in das gewohnte Bronchoskopievideobild

angezeigt werden kann und dass somit der Zielbronchus auf direktem Wege intuitiv gefunden werden kann. Hierdurch kann beispielsweise die Diagnose sowie Therapie von Lungenkrebs verbessert werden.

4 Diskussion

Durch die Verzerrung der virtuellen Szene können je nach Stärke der Verzerrung geringfügige Artefakte auftreten. Diese Artefakte äußern sich darin, dass in Regionen der Vergrößerung vorher scharfe virtuelle Objekte unscharf gezeichnet werden (s. Abb. 1 rechts oben). Dies ist damit begründet, dass der Informationsgehalt durch das Verfahren nicht nachträglich vergrößert werden kann. So werden Kanten, die zuvor kaum sichtbar waren, vergrößert und somit verdeutlicht. Die Qualität der virtuellen Szene wird also an Stellen der Vergrößerung (Zentrum) verringert. Verglichen mit der relativ schlechten Qualität eines Video-Bronchoskops (s. Abb 1 links unten) bedeutet dies jedoch keinen signifikanten Verlust. Ebenso äußert sich dies kaum, wenn nur wenig bzw. kleine Objekte, z.B. ein dünner virtueller Pfad, in das Videobild eingeblendet wird.

Das Verfahren geht davon aus, dass sich die Kameraparameter nicht während der Laufzeit ändern. Die Generierung der Kachelkoordinaten stellt zwar keine zeitkritische Berechnung dar, doch müssten die kameraspezifischen Parameter zuerst mit der Toolbox neu berechnet werden.

Durch eine Verfeinerung des Verzweigungsnetzes wird die Anzahl der Kacheln vergrößert. Hierdurch wird die Genauigkeit der Verzerrung verbessert, jedoch auch die Prozessorlast der Grafikkarte erhöht, was eine Verringerung der Bildwiederholungsfrequenz zur Folge hat. Durch die zusammenhängenden Kacheln sind jedoch keine Übergänge zu erkennen, so dass bereits wenige Kacheln (21 x 21) eine Auflösung ergeben, bei der keine Sprünge in der Verzerrung zu sehen sind.

Literaturverzeichnis

1. Wegner I, Vetter M, Schoebinger M, Wolf I, Harms W, Becker HD, et al. Entwicklung eines Navigationssystems fuer die endoluminale Brachytherapie; 2005. p. 213–216.
2. Luhmann T. Nahbereichsphotogrammetrie. 2nd ed. Herbert Wichmann Verlag, Heidelberg; 2003.
3. Billinghurst M, Kato H. Collaborative Augmented Reality. *Communications of the ACM* 2002;45(7):64–70.
4. Mei C. Camera Calibration Toolbox for Matlab. 2005; INRIA. www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/index.html.
5. Bay MR. Real-time lens distortion correction using texture mapping. vol. 5029; 2003. p. 249–256.
6. Wolf I, Vetter M, Wegner I, Nolden M, Böttger T, Hastenteufel M, et al. The Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK). vol. 5367; 2004. p. 16–27.