Ein online System zur Patientenpositionierung
unter Verwendung codierten Lichtes

Roman Calow, Peter Albrecht, Gerald Krell und Bernd Michaelis

Institut für Elektronik, Signalverarbeitung und Kommunikationstechnik
Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, 39016 Magdeburg
Email: Roman.Calow@E-Technik.Uni-Magdeburg.de

Zusammenfassung. Es wird ein online Verfahren zur reproduzierbaren Positionierung von Patienten in der Strahlentherapie vorgestellt. Verwendet wird ein Projektor und ein kalibriertes Stereokamerapaar. Nach dem Prinzip des Codierten Lichtansatzes werden zunächst codierte Streifenmuster auf den ruhig liegenden Patienten projiziert und ein 3D-Oberflächenmodell berechnet. Anschließend wird das letzte Streifenbild benutzt, um kontinuierlich und synchron Bilder aufzunehmen. In diesen Bildern werden Kantenübergänge gesucht um das Oberflächenmodell zu aktualisieren. Ein schnelles Approximationsverfahren für B-Splines ermöglicht die Vergrößerung der Robustheit, die Visualisierung der berechneten 3D-Daten und die Darstellung von Lageabweichungen.

1 Einleitung

In der therapeutischen Strahlentherapie sollen Patienten reproduzierbar positioniert und deren Lage überwacht werden. Bisher erfolgen die Positionierungen mittels mechanischer Einrichtungen, wie Verschiebetisch und stereotaktischer Fixierung. Eine Überwachung der Patientenbewegung während der Bestrahlung erfolgt bisher durch elektronische Portalbilder (in der 2D Bildebene). Deshalb entstand der Wunsch nach einer Positionierungshilfe, die sowohl die Einrichtung der Patientenlage im 3D Raum, als auch die Überwachung von Bewegungen ermöglicht. Sie sollte möglichst ohne zusätzlichen Aufwand für das bedienende Personal auskommen. Also scheiden Verfahren aus, die künstliche Marker oder Referenzpunkte verwenden, deren Anbringung den regulären Klinikbetrieb stören würde.

Es wird hier angenommen, das sich durch geeignete Visualisierung der aktuellen Oberflächenform auch Rückschlüsse auf die Patientenlage ziehen lassen. Optische Messsysteme zur robusten statischen dreidimensionalen Oberflächenerfassung sind breit erprobt [1,2] und eine Implementierung war vorhanden. Deshalb wurde ein solches System zur statischen Oberflächenerfassung für den Einsatz in der Strahlentherapie erweitert. Es erlaubt nun auch die Erfassung langsam veränderlicher Formen, wie sie durch die Atem- und Positionierbewegungen der Patientenoberfläche hervorgerufen werden.

2 Methode

Oft wird zur optischen Formerfassung eine Anordnung aus zwei oder mehr Kameras verwendet. Ähnlich dem Tiefensehen beim Menschen lassen sich 3D-Raumpunkte berechnen. Dazu werden die Kameras vorab kalibriert, das bedeutet Lage und Orientierung werden genau bestimmt. Die Kalibrierung kann z.B. mit der Methode des Bündelblockausgleiches erfolgen [3].

Nun müssen Punktkorrespondenzen in den Bildern ermittelt werden (Korrespondenzproblem). Dies soll schnell und zuverlässig erfolgen. Die Verwendung der bekannten Epipolarbedingung ermöglicht die Reduktion des Korrespondenzproblems auf eine eindimensionale Suche entlang der Epipolarlinien.

Abb. 1 Graycodierte Muster und zwei Kamerabilder eines Dummys.

Die Messverfahren für statische Objekte nach [1,2] erreichen die hohe Punktdichte und Robustheit durch Projektion verschiedener Muster. Ein Projektor markiert Regionen des Messobjektes mit hell und dunkel (Abb. 1). In den Bildern der beobachtenden Kameras können diese Regionen erkannt und einander zugeordnet werden. Es werden mehrere Muster nacheinander projiziert, die zusammen einen Graycode bilden. Jeder Pixel der Kameras trägt also die Information ob er zu einem Zeitschritt eine helle oder eine dunkle Region gesehen hat. Das Wissen kann verwendet werden um die Übergänge zwischen hell und dunkel in den Kamerabildern sicher zuzuordnen. Dort lassen sich dann auch die ersten 3D-Referenzpunkte berechnen.

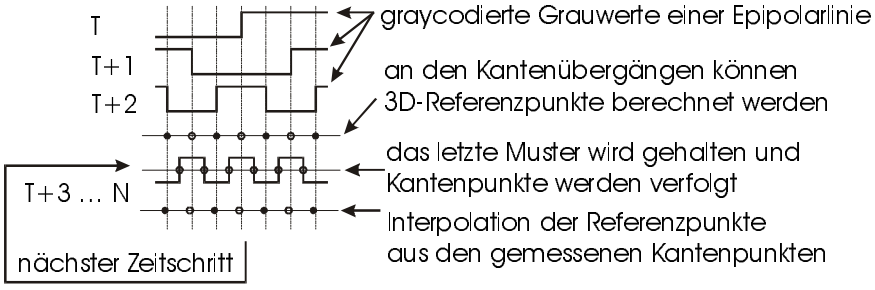

Abb. 2 Grauwertfunktionen entlang einer Epipolarlinie zu verschiedenen Zeiten

Die Erweiterung des Verfahrens ist einfach (Abb.2). Das letzte Muster der graycodierten Sequenz wird nun fortwährend projiziert und es werden synchron Bildpaare aufgenommen. Die Aufgabe des Algorithmus besteht darin, die anfänglich hergestellte Korrespondenz über einen längeren Zeitraum aufrecht zu erhalten. Deshalb müssen die Übergänge zwischen hellen und dunklen Gebieten sicher verfolgt werden.

Verwechslungen zwischen Reflexionsschwankungen der Oberfläche und den projizierten Streifen lassen sich durch ein adaptives Verfahren reduzieren. Für jeden zu suchenden Kantenpunkt wird vorher ein Suchintervall und ein adaptiver Kantenschwellwert (G_{sw}) berechnet. Als Suchintervall können die Kantenübergänge der Graycodesequenz verwendet werden oder bestimmte Punkte eines Oberflächenmodells. Wichtig ist, dass sich Anfang und Ende des Suchinterfalls sicher im hellen (G_{hell}) oder dunklen Bereich (G_{dunkel}) des Musters befinden. Der mittlere Grauwert (G_{sw}) zwischen beiden kennzeichnet den gesuchten Kantenpunkt (Abb. 3).

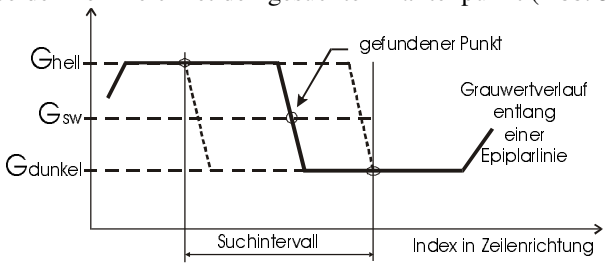

Abb. 3 Kantensuche mit adaptiven Schwellwert

Verwechslungen der Streifen untereinander lassen sich durch Wahl einer geeigneten Streifenbreite und durch ein 3D-Oberflächenmodell reduzieren. B-Splines ermöglichen die Modellierung stetiger Oberflächen [4]. Das Verfahren benutzt die gemessenen 3D-Punkte, um die B-Spline-Fläche des vorhergehenden Zeitschrittes zu deformieren. Danach werden 3D-Referenzpunkte interpoliert und in die Kamerabilder projiziert. Die projizierten 2D-Referenzpunkte spannen nun das Suchintervall des nächsten Zeitschrittes auf. Dort werden wieder die Grauwerte (G_{hell}) und (G_{dunkel}) ausgelesen und der Vorgang beginnt erneut. Zusätzliche Randbedingungen, wie Biegesteifheit und Massenträgheit der Oberfläche stabilisieren das Verfahren. Dadurch werden die 3D-Punkte in ihrer Nachbarschaft integriert sowie zeitlich und örtlich geglättet.

3 Ergebnis

Bisher wurden zwei Sensorsysteme in der Strahlentherapie aufgebaut. Der Betreuungsaufwand des Systems ist gering, da eine Kalibrierung selten erforderlich ist und keine Marken verwendet werden.

Die Aufnahme der graycodierten Muster und die Berechnung des ersten Oberflächenmodells benötigt etwa eine Sekunde. In dieser Zeit sind die Patientenbewegungen klein genug, um sicher die erste Oberfläche zu berechnen. Mit dem hier beschriebenen Algorithmus lassen sich dann 3D-Daten mit einer Frequenz von 25 Hz

online berechnen. Dabei entsteht ein Array von 20 x 10 Raumpunkten, die ausreichen um das 3D-Oberflächenmodell zu aktualisieren.

Es können Sequenzen dieser 3D-Punktwolken aufgezeichnet und gespeichert werden. Meist wird eine Referenzoberfläche, z.B. Messpunkte des letzten Behandlungstermins, dargestellt. Die Abweichungen der online gemessenen 3D-Daten werden farbcodiert und als 3D-Nadeln auf der Oberfläche angezeigt. Für das Personal besteht nun die Positionierungsaufgabe darin, diese 3D-Nadeln zum Verschwinden zu bringen und die Farbe der Referenzoberfläche einheitlich grün werden zu lassen.

Probleme entstehen noch an den Unstetigkeiten der Körperoberfläche, z.B. Oberflächensprünge zwischen Arm und Thorax. Das liegt zum einen am verwendeten B-Spline Modell, das für stetige Oberflächen konzipiert ist und sich dort nicht korrekt anpassen kann. Zum anderen entstehen dort neue Kantenübergänge durch Schattenwurf.

4 Schlussfolgerung

Es hat sich gezeigt, dass dieses System eine Hilfe bei der manuellen reproduzierbaren Positionierung bietet, obwohl lediglich Muster auf den Patienten projiziert werden, die ja keine Fixpunkte im eigentlichen Sinne sind.

Die Überwachung der Patientenlage wird realisiert. Es lassen sich für das Bedienpersonal zusätzliche Informationen bereitstellen ob und wie viel sich die Lage des Patienten geändert hat. Erwartungsgemäß lässt sich diese Aussage nicht treffen, wenn die 3D-Form keine ausreichenden Informationen enthält. Ein extrem Beispiel ist Verschiebung eines Zylinders entlang der Rotationsachse. In der Praxis sind diese Fälle aber selten.

Derzeitig kann nur dort gemessen werden, wo beide Kameras den Patienten sehen. Verbesserungen wären zu erwarten, wenn die Position des Projektors ebenfalls vorab bestimmt und er nicht nur als Markierungs- sondern auch als Messinstrument verwendet wird. Der Algorithmus erlaubt prinzipiell auch die Erweiterung des Systems auf mehr als zwei Kameras. Für einige Anwendungen ist es zweckmäßig Oberflächendaten aus anderen Geräten, z.B. CT oder MRT zu generieren und in das Messsystem zu importierten. Weitere Untersuchungen über die Aussagekraft des Systems zur Reproduzierbarkeit der Lage innerer Organe müssen noch erfolgen. Die erreichte Messgenauigkeit ist zunächst ausreichend ca. 1 mm.

Unterstützt durch das EU Projekt ‚ARROW' (CT96-3660) und dem Land Sachsen Anhalt (FKZ 0002KE0099).

5 Literatur

1. Wahl FM: A Coded Light Approach for 3-Dimensional (3D) Vision, IBM Research Report RZ 1452, 1984
2. Strutz T: Ein genaues aktives optisches Triangulationsverfahren zur Oberflächenvermessung, Doktorarbeit, TU „Otto von Guericke", Magdeburg, 1993
3. Albertz J, Kreiling W: Photogrammetrisches Taschenbuch, Wichmann, Karlsruhe, 1989
4. Piegl L, Tiller W: The Nurbs Book, 2nd Edition, Springer, Berlin, 1996