

Ein tetraoptisches Kamerasystem für die medizinische Navigation

Detlef Richter¹, Francesco La Torre¹, Nicolas Kalkhof¹ und Gerd Straßmann²

¹Fachhochschule Wiesbaden, FB Informatik, 65197 Wiesbaden

²Universitätsklinikum Marburg, Abt. für Strahlentherapie, 35043 Marburg
eMail: richter@informatik.fh-wiesbaden.de

Zusammenfassung. Ein tetraoptisches Kamerasystem bietet gegenüber Stereokamerasystemen bei der medizinischen 3D-Navigation eine Reihe von Vorteilen. Diese sind ein deutlich größeres Arbeitsvolumen und die Möglichkeit, verwendete Landmarkenmodelle auch dann rekonstruieren zu können, wenn diese nicht vollständig von einem Kamerapaar erfasst werden. Erste Erfahrungen mit der Kalibrierung und Verwendung eines tetraoptischen Systems werden vorgestellt.

1 Problemstellung

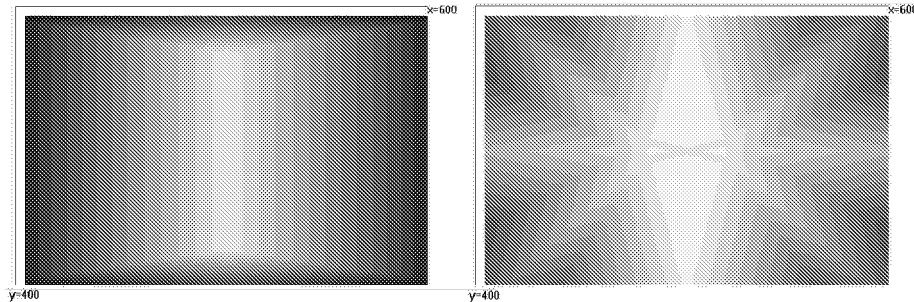
Für die medizinische Navigation werden neben stereotaktischen, elektromagnetischen oder lasergestützten Systemen auch infrarot geführte Stereokamerasysteme eingesetzt. Sie werden verwendet, um chirurgische Instrumente oder Biopsienadeln präzise in vorgegebene Zielvolumina zu führen oder um mit Hilfe von Landmarken eine Navigation am Patienten für die externe Strahlentherapie durchzuführen. Bei optischen Navigationssystemen ist eine direkte Sichtverbindung zwischen beiden Kameras und den aktiven oder passiven Landmarken notwendig. Bei praktischen Tests dieser Systeme ergaben sich dadurch Beschränkungen, dass entweder für einen Einsatz zur Navigation das Überwachungsvolumen zu klein oder aber für einen Einsatz zur Patientenregistrierung die Landmarken, beispielsweise an Kopfmasken, aufgrund ihrer Positionen nicht immer für beide Kameras sichtbar waren. Ein tetraoptisches Kamerasystem bietet durch sein größeres Überwachungsvolumen und durch die Auswertung von vier Bildern günstigere Voraussetzungen.

2 Stand der Forschung

Bei der interstitiellen Brachytherapie werden unter ständiger Kontrolle im CT eine oder mehrere Nadeln in einem Tumor positioniert. Als kommerziell erhältliche Assistenzsysteme bieten infrarot geführte optische Navigationssysteme Positioniergenauigkeiten im Bereich von 1 mm, was die geforderten medizinischen Ansprüche erfüllt.

Bei der Bestrahlung von Tumorpatienten wird im allgemeinen eine Repositionierung des Patienten auf einem automatischen Tisch mit Hautmarkierungen

Abb. 1. Vergleich der Arbeitsvolumina bei Verwendung eines Zweikamerasystems (links) und eines Vierkamerasystems (rechts). Der Grauwert gibt die Höhe des Arbeitsbereiches an (schwarz: Höhe 0, weiß: max. Höhe, Zweikamerasystem: max. Höhe ca. 50,5 cm, Vierkamerasystem: max. Höhe ca. 58,5 cm)



durchgeführt, die unter optischer Kontrolle in fest installierte Raumlaserkreuze gefahren werden, um die genaue Position und Ausrichtung des Patienten in Bezug auf die Strahlenquelle zu gewährleisten. Diese Verfahren sind zeitaufwendig. Sie sind daher für die Patienten belastend und belegen für längere Zeit die entsprechenden Ressourcen.

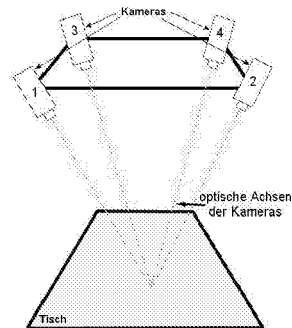
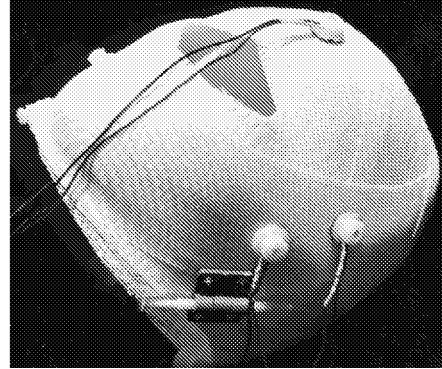
Kommerziell erhältliche Verfahren für die Patientenregistrierung arbeiten mit elektromagnetischen Markern [1] bzw. mit passiven optischen Markern [2]. Beide Verfahren verwenden Zweikamerasysteme, die jeweils in einen Rahmen integriert sind.

3 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

Das Überwachungsvolumen eines Stereokamerapaares wird durch Überschneidung zweier quadratischer Pyramiden, deren Spitzen in den Kameraobjektiven liegen und deren Körperachsen die optischen Achsen der Kameras bilden, repräsentiert. Das Arbeitsvolumen des tetraoptischen Systems ist nun die paarweise Überlagerung von vier quadratischen Pyramiden und daher entsprechend deutlich größer (Abb. 1).

Bei fest installierten binokularen Kameras ist die Blickrichtung der Kameras statisch vorgegeben. Mit dem tetraoptischen System sind nun gleichzeitige Blickrichtungen aus unterschiedlichen Positionen möglich. Daher wird die Navigation für einen Tracker möglich, auch wenn durch die Arbeit des Therapeuten die Leuchtdioden für einzelne Kameras verdeckt werden.

Für die Patientennavigation hat ein optisches System gegenüber lasergestützten Systemen den Vorteil, dass die Lageerfassung des Patienten zu einem höheren Grad automatisiert, die Lageänderungen sofort erkannt und in mathematischen Modellen umgesetzt werden kann. Aktuell eingesetzte Verfahren mit Raumlasern zeigen in Bezug auf die Positioniergenauigkeit mit optischen Systemen keine signifikanten Unterschiede [3]. Ein wesentlicher Vorteil des Vierkamerasystems

Abb. 2. Aufbau des Vierkameranystems**Abb. 3.** Kopfmaske mit verdeckten Landmarken

liegt jedoch darin, dass die Landmarken auch bei Verdeckungen in einem der Bilder der Stereokamera Paare sichtbar sein können und deren Positionen aus allen vier Kamerabildern rekonstruierbar sind [4]. Dementsprechend können die Marker in größeren gegenseitigen Abständen über die Patientenoberfläche verteilt werden, was zu einer Verbesserung der Genauigkeit bei der Patientenregistrierung und -repositionierung führt.

4 Methoden

Für die vorliegende Arbeit werden handelsübliche CCD-Kameras verwendet. Sie werden mit vorgesetzten Infrarot-Langpassfiltern in einer quadratischen Anordnung von ca. 100 cm Kantenlänge in einer zum Anwendungsbereich parallelen Ebene im Abstand von ca. 120 cm montiert. Der Sichtbereich der Kameras deckt im Anwendungsbereich bei der Verwendung von Objektiven mit einer Brennweite von 12,5 mm eine Fläche von ca. 60 x 40 cm² ab (Abb. 2). Die Kameras wurden als ideale Lochkameras mit radialsymmetrisch verzerrenden Objektiven modelliert und mit einem Single-plane-Verfahren [5] kalibriert.

Die zeitgleiche Synchronisation sowohl der vier Kameras als auch der vier Framegrabber-Karten wurde durch ein vom Rechner angesteuertes Master-Device durchgeführt [6]. Die Synchronisation des tetraoptischen Systems wurde in einem gesonderten Verfahren verifiziert.

Für die Navigation der Biopsienadel wird mit einem der Stereokamera Paare der Tracker aufgenommen und die Leuchtdioden aus den Stereobildern extrahiert. Man erhält dadurch ein dreidimensionales Referenzmodell. Für die Patientenregistrierung wird das entsprechende Referenzmodell aus dem CT-Datensatz segmentiert [7]. Aus beiden Modellen sind die Abstände der Landmarken untereinander bekannt.

Aus den vier Kamerabildern werden nun paarweise Korrespondenzen der Abbildungen der einzelnen Leuchtpunkte hergestellt. Dabei werden die Abstände

Tabelle 1. Bestimmung des Trackerschwerpunktes aus 50 Messungen, Längeneinheit in mm.

Kameras	S_x	SD	S_y	SD	S_z	SD
1&4	302,26	$\pm 0,0083$	199,42	$\pm 0,0079$	-213,74	$\pm 0,0258$
2&3	302,25	$\pm 0,0076$	199,42	$\pm 0,0064$	-213,73	$\pm 0,0166$
2&4	305,00	$\pm 0,0129$	215,02	$\pm 0,0073$	-217,40	$\pm 0,0156$
1&3	296,47	$\pm 0,0033$	203,68	$\pm 0,0021$	-192,41	$\pm 0,0044$
3&4	309,79	$\pm 0,0032$	206,63	$\pm 0,0015$	-199,33	$\pm 0,0045$
1&2	304,64	$\pm 0,0035$	204,14	$\pm 0,0012$	-203,97	$\pm 0,0049$

der Projektionsstrahlen aus den Linsenmitten durch die Leuchtpunktabbildungen in den Stereobildern untereinander bestimmt. Abstände, die kleiner als ein vorgegebener Mindestabstand sind, repräsentieren einen Triangulationspunkt im Raum. Entsprechen Abstände von Triangulationspunkten untereinander den bekannten Abständen aus dem Referenzmodell, können diese Punkte dem Modell zugeordnet und das vollständige Landmarkenmodell rekonstruiert werden.

Es müssen aber in den einzelnen Bildern nicht, wie bei einem binokularen Kamerapaar notwendig, alle Leuchtpunkte in beiden Bildern vorhanden sein. Vielmehr gelingt die Rekonstruktion der Positionen der Leuchtpunkte im dreidimensionalen Raum auch, wenn in den einzelnen Bildern nur ein Teil der Anzahl der Leuchtpunkte erfasst wird. Allerdings muss jede Leuchtdiode in wenigstens zwei Kamerabildern abgebildet sein.

5 Ergebnisse

Erste Tests mit dem tetraoptischen Kamerasystem bestätigten die beschriebenen Vorteile bei einer 3D-Navigation gegenüber einer binokularen Stereokamera. Die Darstellung und Auswertung der Szene wird innerhalb von 80 ms erreicht, d.h. mit 12,5 Hz. Dieses resultiert aus der Zeit eines Videovollbildes für die Aufnahme und der Zeit für die Auswertung während des folgenden Vollbildes. Da sowohl bei der Applikation von Biopsienadeln als auch bei einer eventuellen Patientenbewegung keine schnellen Bewegungen zu erwarten sind, ist diese Bildrate für die gegebene Problemstellung ausreichend.

Für eine Analyse der Wiederholgenauigkeit der Positionsbestimmung wurden 50 Messungen zur Schwerpunktbestimmung (S_x , S_y , S_z) des Trackers und deren Standardabweichungen SD mit den sechs repräsentierten Stereokameras durchgeführt.

Die Standardabweichungen zeigen eine große Stabilität der Messungen. Die hohe Übereinstimmung der Messungen mit den diagonal gegenüberliegenden Kameras (Kameras 1 und 4 bzw. Kameras 2 und 3) zeigt die zu erreichende Genauigkeit des Vierkamarasystems. Die Differenzen der Messungen der restlichen Kamerakombinationen zu den diagonalen Kombinationen werden auf Ungenauigkeiten bei der Kalibrierung, bedingt durch die deutlich kleinere Stereobasis,

zurückgeführt. Eine Vermessung der Kamerapositionen bezüglich der Lage des Kalibrieramusters mithilfe eines Lasers bestätigte unterschiedliche Höhenkalibrierungen mit bis zu ca. ± 2 cm Abweichungen von der gemessenen Höhe von 120 cm, d.h. $\pm 1,6$ % Ungenauigkeit.

6 Diskussion

Mit Hilfe des tetraoptischen Systems ist es gelungen, die Nachteile, die sich durch eine Richtungsbeschränkung bei der Verwendung eines binokularen Kamerasystems ergeben, weitgehend aufzuheben und dem Mediziner ein deutlich größeres Navigationsvolumen anzubieten. Für die Patientenregistrierung können die Landmarken auf der Körperoberfläche ohne wesentliche Einschränkungen räumlich angebracht und dadurch eine deutliche Erhöhung der Positioniergenauigkeit erzielt werden.

Die Differenzen bei den Positionsangaben der einzelnen Stereokamerapaa-re entsprechen noch nicht der von Mediziner geforderten Genauigkeit. Zwei Möglichkeiten, die zur Verbesserung der Positionskalibrierung beitragen können, sind entweder die Entwicklung eines iterativen Single-plane-Kalibrier-Verfahrens oder die Verwendung eines Multi-plane-Kalibrier-Verfahrens, um eine bessere Tiefeninformation in die Kalibrierung einfließen zu lassen.

Literaturverzeichnis

1. NDI, 103 Randall Dr., Waterloo, ON, Canada; www.ndigital.com
2. Geinitz H, Zimmermann F, Kuzmany A, Kneschaurek P: Daily CT planning during boost irradiation of prostate cancer. Feasibility and time requirements, *Strahlenther. Onkol.* 2000 Sept; 176(9), 429–432.
3. Weiss E, Vorwerk H, Richter S, Hess C: Interfractional and Intrafractional Accuracy During Radiotherapy of Gynecologic Carcinomas: A Comprehensive Evaluation Using the EXACTRAC System, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 56(1), 69–79, 2003.
4. Egger J.: Fraktionierte 3D-Erkennung von Landmarken mit einem tetraoptischen Kamerasystem, Fachhochschule Wiesbaden, in Vorbereitung.
5. Richter D, Harm M, Strassmann G: Ein dreidimensionales Sondennavigationssystem für die extrakranielle Brachytherapie in der Strahlentherapie, *BVM 2001, Informatik aktuell*, Springer Verlag, 44–48, 2001.
6. Kalkhof N: Einsatz eines tetraoptischen Kamerasystems zur dreidimensionalen medizinischen Navigation, Diplomarbeit, Fachhochschule Wiesbaden, 2003.
7. Richter D, Glasberger A, Becker R, Gottwald S, Keszler T, Strassmann G: Visualisierung einer 3D-Sondennavigation zur Nadelpositionierung in Tumoren im CT-Datensatz für die interstitielle Brachytherapie, *BVM 2003, Informatik aktuell*, Springer Verlag, 2003.