Ein dreidimensionales Sondennavigationssystem für die extrakranielle Brachytherapie in der Strahlentherapie

D. Richter, G. Straßmann*, M. Harm

Fachhochschule Wiesbaden, FB Informatik, Kurt-Schumacher-Ring 18, 65197 Wiesbaden

*Universitäts-Klinikum Marburg, Abt. für Strahlentherapie, Baldingerstrasse, 35043 Marburg

Email : richter@informatik.fh-wiesbaden.de

Zusammenfassung. Bei einem Sondennavigationssystem für Biopsienadeln ist die Navigationsgenauigkeit für eine optimale Therapie entscheidend. Mit zwei CCD-Videokameras wurde ein stereooptisches Navigationssystem für einen mit Infrarot-Leuchtdioden bestückten Tracker, an dem die Biopsienadel befestigt wird, aufgebaut. Die Kalibrierverfahren für den Tracker und für die Biopsienadeln werden vorgestellt. Die Positionsgenauigkeit wurde evaluiert. Sie übertrifft zahlreiche in der Literatur angegebene Werte, auch wenn die Ergebnisse der Evaluationsverfahren, speziell der kommerziell erhältlichen Systeme, nicht streng vergleichbar sind. Das beschriebene System ist vorgesehen für die Erweiterung mit einer robotergestützten Navigation.

1 Einleitung und Ziel der Arbeit

Bei der Biopsie, interstitiellen Brachytherapie, Lasertherapie und Kryotherapie werden Sonden unter computertomographischer Kontrolle im Tumorgewebe positioniert. Entscheidend für eine optimale Therapie ist die Genauigkeit der Sondenpositionierung als auch die Sondenverteilung im Tumor. Häufig erfolgt die CT-gestützte Sondenpositionierung anhand einer zweidimensionalen Schnittebene eines dreidimensionalen Spiral-CT-Datensatzes der Tumorregion. Eine dreidimensionale Positionsmessung im Raum wird zur Zeit mit Hilfe mechanischer, elektromagnetischer, infrarot- oder lasergeführter Meßsysteme in der computergestützten Navigation durchgeführt. Infrarot-Meßsysteme können mit mindestens zwei infrarotempfindlichen Kameras die Positionen von am chirurgischen Instrument befestigten Infrarotleuchtdioden im Raum messen.

Die in der Literatur angegebenen erreichbaren Positioniergenauigkeiten sind nur bedingt vergleichbar, da die jeweils verwendeten Meßmethoden nicht hinreichend bekannt sind. Die Angaben liegen zwischen 1mm und 5mm bei freier oder geführter Navigation [1 bis 4].

Die vorgestellte Arbeit beschreibt die Kalibrierung und Evaluation eines Infrarot-Meßsystems, bestehend aus zwei Kameras und einem mit IR-LEDs ausgestatteten Tracker zur Navigation der Sonden.

2 Das Stereokamerasystem

Als Kamerasystem werden zwei Videokameras mit infrarot-empfindlichen Transmissionsfiltern verwendet. Sie sind oberhalb des Arbeitsbereichs an einer mechanischen Halterung an der Decke befestigt. Um das Arbeitsvolumen optimal zu erfassen, sind die optischen Achsen der Kameras gegeneinander geneigt.

Als mathematisches Modell des Stereokamerasystems werden ideale Lochkameras mit radialsymmetrischer Verzeichnung durch die Objektive und mit zueinander geneigten optischen Achsen zugrunde gelegt. Das Kalibrierverfahren der Kameras nach der Single-Plane-Methode ist in hinreichend vielen Arbeiten beschrieben, beispielsweise in [5 bis 8]. Getrennt von dem eigentlichen Kalibrierverfahren erfolgt eine Bestimmung des Seitenverhältnisses der Abbildungen durch das Aufnahmesystem durch die subpixelgenaue Vermessung einer Kreisscheibe. Ebenso wird der Schnittpunkt der optischen Achsen mit der Chip-Oberfläche durch eine getrennte Messung bestimmt.

3 Der Tracker

Mit dem Tracker wird die Sonde geführt. An ihm sind handelsübliche IR-Leuchtdioden angebracht, bei denen die als Linsen dienenden Gehäusewölbungen abgefräst wurden. Dadurch vergrößert sich der Abstrahlwinkel des Lichtes und der Tracker ist auch bei größeren Winkeln zu den optischen Achsen der Kameras erkennbar.

Der Tracker wird mathematisch als eine geordnete Menge von n Punkten im Raum modelliert : $T = \{ T_i \mid T_i \in R^3,\ i = 1, \ldots n \}$. Jeder der Punkte T_i entspricht einer IR-LED am Tracker. Damit können dem Tracker zwei Eigenschaften zugeordnet werden: 1. seine Geometrie, d. h. die relativen Positionen der Punkte T_i untereinander unabhängig von deren absoluten Positionen, und 2. seine Lage im Raum, d. h. die absoluten Positionen der Punkte T_i. Aus Gründen der Eindeutigkeit der Positionsbestimmung des Trackers muß vorausgesetzt werden, daß es keine Achse gibt, zu der die Punkte T_i rotationssymmetrisch sind. Nach der ersten Eigenschaft kann der Tracker generell in einer definierten Lage beschrieben werden.

Bedingt durch den Aufbau des Trackers und durch die Verwendung handelsüblicher IR-LEDs mit nicht bekanntem inneren Aufbau ist eine exakte Kenntnis des Trackermodells nicht gegeben. Daher wird der Tracker nach dem neu entwickelten Verfahren kalibriert. Hierzu werden die ungefähren LED-Positionen durch den Anwender vorgegeben.

Aus den beiden Stereobildern wird die vorgegebene Anzahl von n LED-Positionen extrahiert ($l_1 .. l_n$ für das linke, $r_1 ... r_n$ für das rechte Kamerabild). Da keine Korrespondenzen der LED-Positionen in den Stereobildern bekannt sind, werden alle Kombinationen an Zuordnungen ($l_1 ... l_n \rightarrow r_1 ... r_n$) gebildet und versucht, durch Triangulation die dreidimensionalen Weltkoordinaten der LED-Positionen zu berechnen. Eine Reihe dieser Zuordnungen ergeben keinen Schnittpunkt oder Nähe-

rung der Projektionsstrahlen einzelner LED-Positionen innerhalb einer vorgegebenen Grenze von 1 mm und fallen aus der weiteren Betrachtung heraus.
Alle nun noch potentiell möglichen Korrespondenzen ergeben eine Menge τ an Trackerformen und -positionen im Raum, die durch $P(\tau) = \{P_i \mid P_i \in R^3,\ i = 1, \ldots n\}$ bezeichnet seien. Alle Kombinationen an Zuordnungen der P_i aus $P(\tau)$ auf T_i aus T werden gebildet und ein Fehlermaß

$$D = \sum_{k=1}^{n} (d_k^T - d_k^P)^2$$

mit

$d_k^T = \|T_k - T_{k+1}\|$: Abstände zweier LEDs mit aufsteigendem Index k aus T, und

$d_k^P = \|P_k - P_{k+1}\|$: Abstände zweier LEDs mit aufsteigendem Index k aus $P(\tau)$

berechnet. Dasjenige $P(\tau)$, für das das Fehlermaß D minimal ist, beschreibt die richtige Korrespondenz τ der LEDs in den Stereobildern und bildet den Tracker optimal auf das Trackermodell T ab.

Dieses Verfahren wird mit den Bilddaten mehrerer Aufnahmen wiederholt und die jeweiligen Positionsdaten der LEDs gemittelt und als kalibrierte Positionen der LEDs angenommen.

4 Die Sonde

Die Sonde selbst ist eine an einem Ende geschlossene Edelstahlkanüle mit einem äußeren Durchmesser von 2,1 mm und einem inneren Durchmesser von 2,0 mm. Sie ist mechanisch unverrückbar am Tracker befestigt. Die Bestimmung von Position und Orientierung des Trackers dient dazu, die Position der Sondenspitze und die Orientierung der Sonde zu berechnen. Wenn die Position des vor der Sondenapplikation anzufertigenden Spiral-CT-Datensatzes der Tumorregion bekannt ist, kann die aktuelle Sondenspitze durch die Positionsmessung mit dem entwickelten System in das Bildkoordinatensystem transformiert und im entsprechenden CT-Schnitt visualisiert werden. Unter der Voraussetzung, daß die Tumorregion örtlich während der Applikation der Sonde konstant bleibt, wird eine Navigation der Sonde durch eine Visualisierung im CT-Datensatz möglich.

Das Modell der Sonde setzt voraus, daß sich diese als mathematische Gerade beschreiben läßt. Damit kann die Sondenspitze N_S als ein Punkt auf der Sondengeraden g_N, die durch einen Geradenpunkt und durch eine Sondenrichtung eindeutig definiert ist, angesehen werden.

Für die Kalibrierung der Sonde wird der Tracker bei in einem Punkt fixierter Sondenspitze bewegt und die Trackerposition bestimmt. Die Berechnung hierzu wird entsprechend dem unter 3 beschriebenen Verfahren durchgeführt. Zusätzlich werden zur Positionsbestimmung des Trackers alle einzelnen LED-Positionen mit der gleichen Transformationsgleichung optimal auf das gegebene Trackermodell T transformiert [9]. Dadurch gehen bei der Verwendung von drei oder mehr LEDs am Tracker alle verfügbaren Informationen in die Positionsberechnung des Trackers mit ein. Da diese Bewegung des Trackers bei mindestens vier nicht in einer Ebene liegenden Positionen eine Kugeloberfläche definiert, kann nun der Mittelpunkt dieser

Kugel durch eine Ausgleichsrechnung aller erkannten Trackerpositionen berechnet und dieser in ein dem Tracker zugeordnetes Koordinatensystem transformiert werden. Dieser Punkt definiert eine Sondenspitze und liegt auf der Sondengeraden.

Verschiebt man die Sonde in der Halterung des Trackers und wiederholt das oben beschriebene Verfahren, so erhält man eine Anzahl an Positionen der Sondenspitze N_{Si} mit i = 1 ... M, aus der man nun die Sondengerade g_N durch eine Ausgleichsgerade $x = N_0 + \lambda\, m_N$ darstellt, für die die Fehlersumme der Quadrate der euklidischen Abstände der Punkte N_{Si} zur Geraden g_N minimal ist.

5 Anwendung und Ergebnisse

Eine ausführliche Beschreibung der Berechnungen findet man in [10]. Für die Kamerakalibrierung wurde im Sichtfeld beider Kameras das Bild eines DIN-A2 großen Kalibriermusters, bestehend aus 11 x 16 Quadraten mit ca. 3 cm Kantenlänge, aus 30 Aufnahmen gemittelt und zur Kamerakalibrierung verwendet.

In der Laborentwicklung des Systems wurden zwei unterschiedliche Trackerformen eingesetzt. Sie unterscheiden sich in der Sondenrichtung bezüglich der von drei LEDs aufgespannten Ebene (Sondenrichtung parallel zur Ebenen-Normalen, Sondenrichung senkrecht zur Ebenen-Normalen). Je nach Anwendungsfall kann ein für eine optimale Navigation geeigneter Tracker ausgewählt werden (Abb. 1).

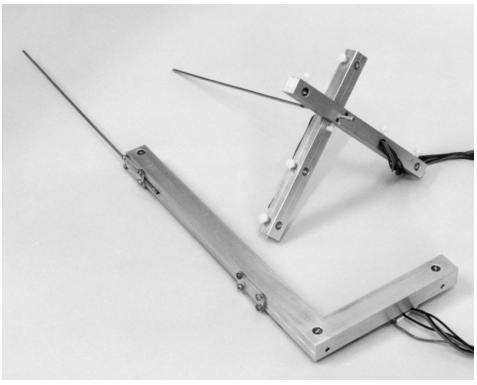

Abb. 1 : Unterschiedliche Trackerformen

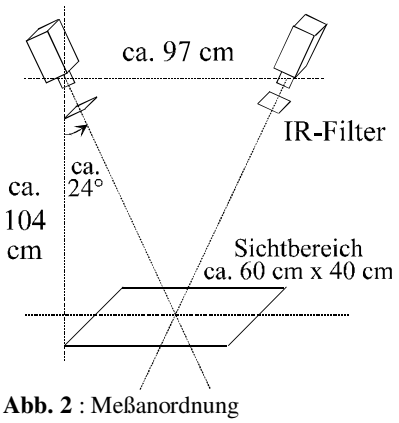

Abb. 2 : Meßanordnung

Die Validierung der Trackererkennung und der Position und Orientierung bezieht sich auf die bekannten absoluten Koordinaten des Kalibriermusters. Beispielhaft wurde ein Testpunkt mit der Sondenspitze berührt und aus 482 Messungen die Werte der Positionen der Sondenspitze bestimmt und statistisch ausgewertet. Die Meßanordnung gibt Abbildung 2 wieder. In der Tabelle 1 sind die maximalen und minimalen Abweichungen, die gemittelten Abweichungen und die Standardabweichungen für die Koordinaten und für die euklidische Abweichung $L = (\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2)^{1/2}$ für diesen Testpunkt dargestellt. In Tabelle 2 ist die relative Verteilung von L angegeben.

	x	y	z	L
absolute Koord.	207.90	143.00	0.00	
minimaler Wert	207.39	141.82	-0.35	0.04
maximaler Wert	209.10	143.64	0.19	1.36
gemittelter Wert	208.41	142.89	-0.08	0.42
Standardabw.	0.31	0.35	0.08	0.23

Tabelle 1. Statistische Auswertung der Messungen an einem der Testpunkte. Angaben in mm.

Bereich	Rate
0.0 - 0.2 mm	15.4 %
0.2 - 0.4 mm	40.0 %
0.4 - 0.6 mm	26.3 %
0.6 - 0.8 mm	11.2 %
0.8 – 1.0 mm	4.6 %
1.0 - 1.2 mm	1.9 %
1.2 - 1.4 mm	0.6 %

Tabelle 2. Relative Häufigkeit der Abweichungen.

6 Implementierung

Die Auswertezeit für eine Einzelmessung einer dreidimensionalen Sondenspitzenposition liegt mit einem 600 MHz-Pentium-Rechner deutlich unter der Aufnahmezeit eines Videovollbildes von 40 ms. Mit den synchron erfolgenden Aufnahmen beider Kameras und der sich anschließenden Auswertung wird eine Echtzeitanalyse von 12,5 Hz erreicht.

7 Literatur

1. I.M. Germano, J.V. Queenan : Clinical Experience with Intracranial Brain Needle Biopsy Using Frameless Surgical Navigation, in Computational Aided Surgery 3(1), p. 33 - 39, 1998
2. R. Marmulla, H. Niederdellmann : Computer-assisted Bone Segment Navigation, in : Jounal of Craniomaxillofacial Surgery 26(6), p. 347 - 359, Dec. 1998
3. I.M. Germano, H. Villalobos, A. Silvers, K.D. Post : Clinical Use of the Optical Digitizer for Intracranial Neuronavigation, in : Neurosurgery 45(2) p. 261 - 270, Aug. 1999
4. T. Auer, E. Hensler, P. Eichberger et al. : 3D-Navigation in der interstitiellen stereotaktischen Brachytherapie, in : Strahlentherapie Onkologie 174 p. 82 - 87, 1998
5. R. Tsai : An Efficient and Accurate Camera Calibration Technique for 3 D Machine Vision, in : Proc. Computer Vision and Pattern Recog., IEEE, Miami Beach, 1986
6. R. Lenz : Linsenfehlerkorrigierte Eichung von Halbleiterkameras mit Standardobjektiven für hochgenaue 3 D-Messungen in Echtzeit, in : Mustererkennung 1987, 9. DAGM-Symposium, 1987
7. S. Posch : Automatische Tiefenbestimmung aus Grauwertbildern, Deutscher Universitätsverlag, 1990
8. D. Richter, W. Schick, S. Vormbrock : Verifikation einer Roboterbasis-Kalibrierung mit einem Stereo-Bildverarbeitungssystem durch Evaluierung der Tiefenbestimmung innerhalb des Kalibriervolumens, in : Mustererkennung 1996, 18. DAGM-Symposium, p. 493 - 501, 1996
9. B. Horn : Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions, Optical Society of America, 4(4), p. 629-642, 1987
10. M. Harm : Entwicklung eines dreidimensionalen Nadelpositionierungssystems zur Strahlentherapie, FH Wiesbaden, 2000