

Visualisierung einer 3D-Sondennavigation zur Nadelpositionierung in Tumoren im CT-Datensatz für die interstitielle Brachytherapie

Detlef Richter¹, Gerd Straßmann², Rolf Becker¹, Andreas Glasberger¹,
Sabine Gottwald¹ und Tim Keszler¹

¹Fachhochschule Wiesbaden, FB Informatik, 65197 Wiesbaden

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

Zusammenfassung. Bei der interstitiellen Brachytherapie ist die Genauigkeit der Positionierung von Sonden für eine optimale Therapie entscheidend. Diese wird durch ein infrarot-basiertes 3D-Navigationssystem sowohl für die Sonden als auch für die Patientenregistrierung erreicht. Basierend auf vorhergehenden eigenen Arbeiten wird ein schnelles Navigationssystem vorgestellt, das auf zwei Ethernet-gekoppelten PCs implementiert ist. Dadurch ist die Visualisierung der Navigation, bezogen auf die aktuelle Patientenlage, weitgehend in Echtzeit möglich.

1 Einleitung

Bei der Brachytherapie, d. h. bei der intrakorporalen Strahlentherapie, werden Hohlnadeln unter computertomographischer Kontrolle im Tumorgewebe positioniert, in die später eine radioaktive Quelle computergesteuert eingeführt wird, um den Tumor zu bestrahlen. Entscheidend für eine optimale Therapie ist sowohl die Genauigkeit, mit der die Sonden im Tumor plaziert werden können, als auch die Einhaltung der in einer vorausgehenden Bestrahlungsplanung definierten Sondenverteilung im Tumor. Eine schnelle Visualisierung von Position und Orientierung der Sonden mittels eines Navigationssystems erhöht die Genauigkeit der Nadelpositionierung.

Zur Nadelpositionierung wurden verschiedene Navigationssysteme entwickelt. Unterschieden werden Systeme mit Laserführung und solche, die auf elektromagnetischer Basis oder mit stereooptischer Messung die Position der Nadel ermitteln und diese im CT-Datensatz eines Patienten anzeigen. Speziell für die interstitielle Brachytherapie, bei der mehrere Nadeln in einem Tumor positioniert werden müssen, werden zur Zeit Neuronavigationssysteme adaptiert [1,2].

Mit Hilfe unseres stereooptischen Navigationssystems, das speziell bei der interstitiellen Brachytherapie angewendet werden soll, ist es möglich, die Position und die Orientierung von mehreren Biopsienadeln unter Berücksichtigung der aktuellen Lage des Patienten in einer vom Arzt definierten Schnittebene durch

den vorhandenen DICOM-Datensatz on-line, d. h. mit einer Wiederholungsrate von 12,5 Hz, zu visualisieren.

2 Methoden

Die entwickelte Methode stützt sich auf ein stationäres, kalibriertes, stereooptisches und infrarot geführtes Navigationssystem. Es besteht aus folgenden Modulen: Stereooptisches Infrarot-Meßsystem zur Definition der Nadelposition und deren Ausrichtung; automatische Patientenregistrierung; softwaregestützte Visualisierung der Nadelposition im CT-Datensatz des Patienten.

Das Meßsystem wurde aus einer vorausgehenden Entwicklung übernommen [3]. Es besteht aus zwei Videokameras mit infrarot-empfindlichen Transmissionsfiltern. Als mathematisches Modell werden ideale Lochkameras mit radialsymmetrischer Verzerrung durch die Objektive angenommen. Die optischen Achsen der Kameras sind zueinander geneigt. Die Positionen der Kameras werden auf das Koordinatensystem des Tomographen bezogen.

Die Visualisierung der Nadelposition im CT-Datensatz wurde ebenfalls getrennt entwickelt, wobei die Patientenregistrierung noch nicht implementiert war [4]. Für die Visualisierung der Nadelposition werden homogenisierte Bilddaten, d.h. isotrope Voxel, verwendet.

3 Patientenregistrierung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde die Patientenregistrierung entwickelt. Diese sollte sich vollständig auf die vorhandenen Systemkomponenten, d. h. auf das stereooptische Kamerasystem, abstützen. Hierfür werden Landmarken eingesetzt, die sowohl im CT-Datensatz als auch mit dem Infrarot-Kamerasystem leicht segmentierbar sein müssen. Es wurden zylinderförmige Landmarken verwendet, in deren Rotationsachse sich jeweils eine Infrarot-Leuchtdiode befindet. Das Material der Landmarken besteht aus PMDF, $\sigma = 1,78 \text{ g/cm}^3$. Es wird im CT kontrastreich dargestellt.

Mit Hilfe eines 3D-Gradientenfilters werden innerhalb eines interaktiv vorgegebenen VOI im homogenisierten Datensatz die normierten Grauwertgradienten bestimmt. Unter Verwendung der bekannten geometrischen Abmessungen der Landmarken und der Auflösung der homogenisierten DICOM-Bilddaten werden Punkte berechnet, aus denen als Ausgleichsgerade die Rotationsachse der Landmarken und damit die Positionen der Leuchtdioden bestimmt werden. Diese bilden eine Menge von n Punkten im Raum: $L = \{L_i | L_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, n\}$. Die Abbildungen der Leuchtflecke der Leuchtdioden in den Landmarken können in den Bildern der Stereokamera leicht segmentiert werden. Die Positionen der Leuchtdioden werden aus den Stereokamerabildern trianguliert und ebenfalls als Punktmenge erkannt: $K = \{K_i | K_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, n\}$. Eine rigide Transformation,

$$x_{CT} = R * x_{Cam} + T \quad (1)$$

bei der x_{CT} ein Vektor eines Punktes im DICOM-Datensatz, x_{Cam} ein Vektor eines Punktes im Stereokamerakoordinatensystem, R eine dreidimensionale Rotationsmatrix und T ein Translationsvektor sind, bildet K auf L so ab, daß die Summe der euklidischen Abstände der beiden Punktmengen minimiert wird. Die Rotationsmatrix und der Translationsvektor definieren die Umrechnung der Koordinatensysteme. Die Berechnung der Transformationsmatrix aus bekanntem x_{CT} und x_{Cam} erfolgt mit Hilfe von Quaternionen.

Die Biopsiesonde selbst wird in einem mit Infrarot-Leuchtdioden bestückten Tracker geführt. Das Trackermodell und die aktuelle Trackerposition sind ebenfalls als zwei Punktmengen definiert, die durch eine rigide Transformation aufeinander abgebildet werden. Die Transformation definiert so die Position und Orientierung der Biopsiesonde im Kamerakoordinatensystem.

4 Visualisierung

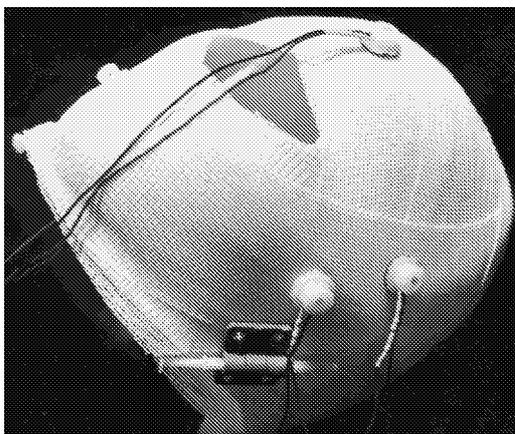
Die Visualisierung der Position der Biopsiesonde geschieht in der entsprechenden Schnittebene des DICOM-Datensatzes. Die Schnittebene wird durch die Gerade der Biopsiesonde und durch eine Leuchtdiode des Trackers definiert. Die Sondengerade und -spitze werden mit Hilfe der Ergebnisse aus der Patientenregistrierung in das Koordinatensystem des DICOM-Datensatzes umgerechnet. Durch Drehen des Trackers kann sich der Radiologe diejenige Schnittebene auswählen, die die zu seiner Orientierung notwendigen Strukturen enthält. Zur On-line-Darstellung der Schnitt-ebene wird jedoch aus Zeitgründen keine trilineare Interpolation durchgeführt. Statt dessen wird der homogenisierte Datensatz verwendet und als Grauwert des berechneten Bildpunktes derjenige des nächstliegenden Voxels eingesetzt.

5 Ergebnisse

Die Navigation und die Visualisierung wurden auf zwei Rechnern (Pentium 3, 700 MHz, 128 MByte RAM, 2 Frame-Grabber DT 3152 / Pentium 3, 1,7 GHz, 256 MByte RAM, jeweils unter Windows NT, Visual Studio und C++) implementiert, von denen auf dem ersten Rechner die 3D-Triangulation und auf dem zweiten Rechner die Schnittbildberechnung durchgeführt wird. Beide Rechner kommunizieren über eine Ethernet-Verbindung (100 Mbit/s) unter TCP/IP, wobei lediglich die Daten der Sondenposition und -orientierung übertragen werden.

Für die Bildaufnahme des Trackers wird die Zeit eines Videovollbildes d.h. 40 ms, für die 3D-Triangulation ca. 5 ms, für die Datenübertragung zwischen den Rechnern ca. 10 μ s und für die Visualisierung der Schnittebene in den CT-Daten ca. 35 ms benötigt. Da die Triangulation und die Visualisierung parallel erfolgen, geschieht die Aktualisierung der Darstellung der Schnittebene alle 80 ms bzw. mit einer Wiederholungsrate von 12,5 Hz.

Eine noch vorläufige Evaluation der Registrierung wurde anhand einer Fixierungsmaske eines Patienten mit einem Kopf-Hals Tumor durchgeführt, zu der

Abb. 1. Fixierungsmaske mit Landmarken.

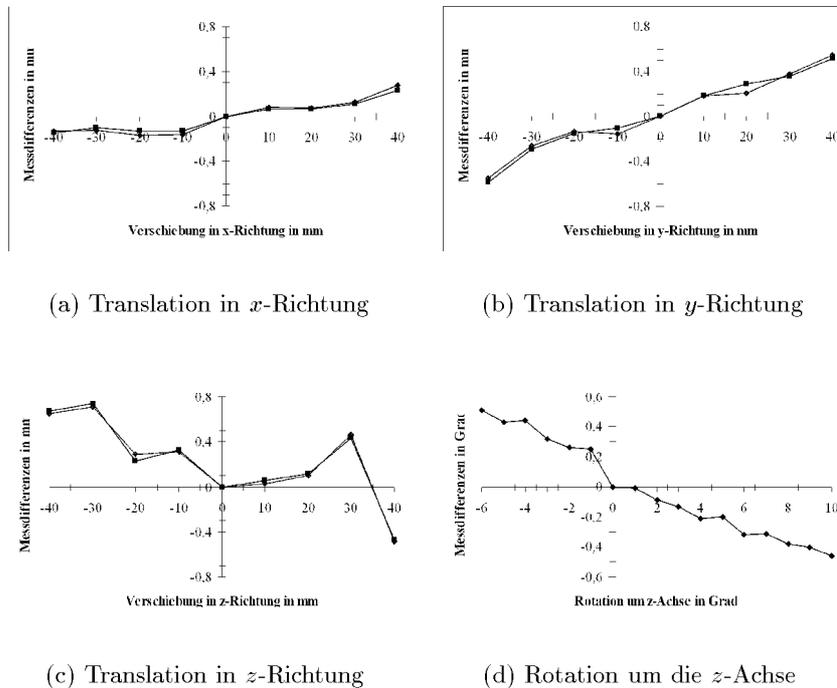
auch ein kompletter CT-Datensatz vorliegt. An der Maske waren fünf Landmarken befestigt (Abb. 1). Die Maske wurde durch einen sechsachsigen Roboter längs seiner x-, y- und z-Achsen in definierten Schrittweiten von 10 mm bewegt und die neuen Positionen mit dem Patientenregistrierungsmodul in bezug auf die Ausgangsposition gemessen. Die Messungen wurden jeweils zweimal wiederholt. Die Abb. 2a-c zeigen die gemessenen Abweichungen der Registrierung von der tatsächlichen Verschiebung.

Weiterhin wurde die Drehung der Patientenmaske um die z-Achse untersucht. Da sich bei einer definierten Drehung durch den Roboter zusätzliche Translationen ergeben, wurde die Maske nach der Rotation mit dem Schwerpunkt der Landmarken wieder in die ursprüngliche Lage verschoben und nun der Rotationswinkel gemessen. Das Ergebnis der Messung ist in Abb. 2d dargestellt.

6 Diskussion

Für die Patientenregistrierung lagen im betrachteten Translationsintervall die relativen Abweichungen im Bereich bis 3,2 % und die absoluten Abweichungen unter 0,6 mm. Für den dargestellten Winkelbereich ergab sich eine absolute Abweichung der Messungen von kleiner 0,6 Grad. Im Gegensatz zu stereooptischen Systemen, bei denen mit Hilfe von Reflektoren Infrarotlicht reflektiert wird, arbeitet unser System mit Infrarot-Leuchtdioden am Patienten, mit dem Vorteil, daß bei einer teilweisen Verdeckung einzelner Leuchtdioden deren Intensität so weit erhöht werden kann, daß unter günstigen Umständen die Stereokamera noch einen Leuchtfleck an der Position der Landmarke registrieren kann.

Elektromagnetischen Meßsystemen dagegen haben den Vorteil, daß Verdeckungen keine Auswirkungen auf die Messung haben. In der Praxis aber wird gerade die Winkelmessung und die Translationsmessung durch größere Metallteile im Operationssaal oder am CT/Ultraschallarbeitsplatz so gestört, daß die Anwesenheit von Metall vermieden werden muß [5,6,7].

Abb. 2. Evaluation der Patientenregistrierung.

Literaturverzeichnis

1. Bale RJ et al. First experiences with computer-assisted frameless stereotactic interstitial brachytherapy (CASIB), *Strahlentherapie und Onkologie*, Vol. 9, 473–477, 1998.
2. Bale RJ et al. Head and neck tumors : Fractionated frameless stereotactic interstitial brachytherapy - initial experience, *Radiology*, Vol. 2, 591–595, 2000.
3. Richter D, Straßmann G, Harm M. Ein dreidimensionales Sondernavigationssystem für die extrakranielle Brachytherapie in der Strahlentherapie. *Bildverarbeitung für die Medizin*, Springer, Berlin, 44–48, 2001.
4. Richter D, Straßmann G, Glasberger A, Harm M. Three-dimensional Navigation of Biopsy Needles for Medical Applications. *Analysis of Biomedical Signals and Images*, Biosignal 2002, p 444–447, VUTIUM PRESS, 2002.
5. Straßmann G et al. Navigation system for interstitial brachytherapy, *Radiother Oncol* 2000, 56(1), 49–57, 2000.
6. Birkfellner W et al. Systematic distortions in magnetic position digitizers, *Med Phys* 1998, 25(11), p 2242–2248, 1998
7. Straßmann G, Heyd R, Cabillic-Engenhart R, Kolotas C, Walter S, Sakas G, Richter D, Zamboglou N: Die Genauigkeit der Computer-assistierten stereotaktischen interstitiellen Brachytherapie. *Strahlentherapie und Onkologie*, Vol 11, p 644–647, 2002.