

Tetraoptisches Kamerasystem zur rahmenlosen Repositionierung und respirativen Überwachung in der extrakraniellen Hochpräzisionsbestrahlung

Detlef Richter¹, Faisal Bekkaoui¹,
Zvonimir Mostarkic¹ und Gerd Straßmann²

¹Fachbereich Informatik, Fachhochschule Wiesbaden, D-65197 Wiesbaden

²Klinik für Strahlentherapie, Philipps-Universität Marburg, D-35043 Marburg

Email: richter@informatik.fh-wiesbaden.de

Zusammenfassung. Zur fortführenden Strahlungsbehandlung von Lungentumoren ist es notwendig, Patienten wiederholt genau zu repositionieren und die Atmungsbewegung des Thorax zu kontrollieren. Anstelle eines stereotaktischen Rahmens wird ein tetraoptisches Kamerasystem verwendet, um die Positionen von Landmarken im dreidimensionalen Raum zu bestimmen. Durch eine Verbesserung der Kamerakalibrierung wird eine erhöhte Genauigkeit bei der Positionsbestimmung der Landmarken erreicht. Es wird ebenfalls ein neuer Algorithmus zur interaktionsfreien Landmarkenerkennung in CT-Datensätzen vorgestellt. Der Algorithmus wird mit anderen interaktiven Suchverfahren verglichen und die medizinische Relevanz der Arbeit erläutert.

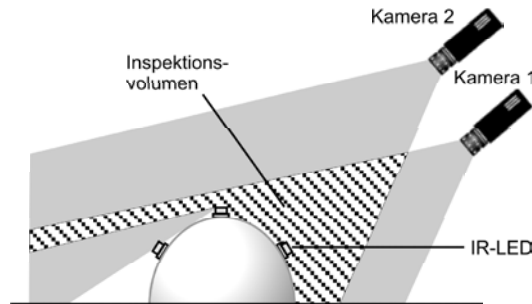
1 Problemstellung

Zur stereotaktischen Hochpräzisionsbestrahlung von Lungentumoren ist es notwendig, Patienten genau zu repositionieren und die Atmungsbewegung des Thorax zu kontrollieren, um eine möglichst zielgerichtete Bestrahlung von atembeweglichen Tumoren durchzuführen. Anstelle eines stereotaktischen Rahmens soll ein tetraoptisches Kamerasystem [1] verwendet werden. Zum einen muss dieses mit entsprechender Genauigkeit kalibriert werden, zum anderen müssen die Positionen von Landmarken auf der Patientenoberfläche im dreidimensionalen Raum optisch bestimmt und mit deren Abbildungen im CT-Datensatz korreliert werden. Die Landmarkenerkennung im CT-Datensatz soll aus Zeitgründen interaktionsfrei geschehen.

2 Stand der Forschung

Stereooptische Kamerasysteme werden derzeit zur Repositionierung und zur Atemtriggerung des Patienten im Rahmen der *Image Guided Radiotherapy* (IGRT) eingesetzt. Leider haben sich diese Systeme für die automatische Repositionierung des Patienten unter dem Linearbeschleuniger nur in Zusammenhang

Abb. 1. Verdeckung der Landmarken durch den Patientenkörper bei Zweikamerasystemen. Nur dem Stereokamerapaar zugewandte Landmarken können erfasst werden.



mit einer zusätzlichen fluoroskopischen Navigation bewährt [2-4]. Hierzu ist es sinnvoll, Landmarken zu positionieren, die am besten mit der Tumorbewegung korrelieren.

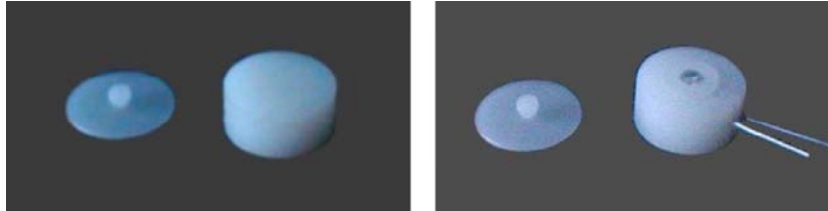
3 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

Charakteristisch für stereooptische Kamerasysteme ist eine Landmarkerkennung auf einer der lateralen und der ventralen Körperoberfläche. Die zweite, der Kamera gegenüberliegende laterale Patientenseite liegt im Schatten des Sichtbereichs und kann daher von einem Zweikamerasystem nicht gesehen werden (Abb. 1). Da sich die Genauigkeit der Messung durch eine großflächige Verteilung der Landmarken auf der gesamten Körperoberfläche erhöht, wurde ein neues tetraoptisches Kamerasystem entwickelt mit dem alle Landmarken weitgehend unabhängig von deren Positionierung auf der Patientenoberfläche erkannt werden können. Durch eine Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Definitionen des optischen Bildzentrums auf dem Kamerachip konnte die Messgenauigkeit im Bereich außerhalb der Kalibrierebene erhöht werden. Ein Algorithmus zur interaktionsfreien Landmarkerkennung in isotropen CT-Datensätzen beschleunigt die klinische Anwendung. Durch die Verwendung der optisch erkennbaren Landmarken wird eine Atembewegungsüberwachung zur Bestrahlung in definierten Atemphasen möglich. Hierzu müssen Landmarkenpositionen gewählt werden, die am besten mit der Tumorbewegung korrelieren.

4 Methoden

Zwei unterschiedliche Aufgaben wurden behandelt. Zum einen wurde ein stereooptisches Kamerasystem zu einem tetraoptischen Kamerasystem erweitert und die Kalibrierparameter, die die Lage des optischen Bildzentrums beschreiben, optimiert. Dadurch wurden ein größerer Arbeitsraum und eine höhere Messgenauigkeit erreicht. Zum anderen wurde ein Algorithmus zur automatischen

Abb. 2. Landmarken mit Basisplatten für die CT-Aufnahmen ohne IR-LED (links) und mit integrierter IR-LED für die optische Navigation (rechts).



Landmarkenerkennung in CT-Datensätzen entwickelt, um die Landmarkengeometrie für die verwendete rigide Transformation zwischen Kamera- und CT-Koordinatensystem zu finden.

Tetraoptisches Kamerasystem Um die Position des Thorax mit dem tetraoptischen Kamerasystem [4] zu lokalisieren, werden am Körper des Patienten Landmarken mit Infrarot-Leuchtdioden (IR-LED) angebracht. Diese bestehen aus einer Basisplatte, die auf der Haut des Patienten angebracht wird, und einem austauschbaren zylindrischen Körper, der für das optische System mit IR-LEDs und für die CT-Aufnahmen ohne IR-LEDs ausgerüstet ist (Abb. 2).

Die Kameras sind Standard Video CCD-Kameras, die an den Ecken eines rechteckigen Rahmens ca. 130 cm über dem Behandlungstisch angebracht sind. Für die Kalibrierung des Kamerasystems wurde ein Single-Plane-Verfahren [6,7] modifiziert, um eine höhere Präzision zu erreichen. Dazu wird eine genauere Bestimmung der Kameraparameter C_x und C_y , die die Lage des Projektionszentrums auf dem CCD-Chip beschreiben, durchgeführt. Die zwei Parameter erhält man mit einer einmalig durchgeführten Kalibrierung, in der C_x und C_y systematisch variiert werden, so dass sich die berechneten Positionen der Kameras über der Kalibrierebene optimal an den manuell vermessenen Wert anpassen. Dabei werden alle Kalibrierparameter nach einer ersten Schätzung mit verschiedenen festen C_x - und C_y -Werten nach [7] nichtlinear mit dem Levenberg-Marquardt-Algorithmus optimiert.

Interaktionsfreie Landmarkenerkennung Für die Landmarkenerkennung werden Landmarken ohne IR-LEDs verwendet, um Artefakte in den CT-Datensätzen, die durch die elektrischen Verbindungen entstehen, zu vermeiden. Sie bestehen aus Polyvinylidifluorid (PVDF) mit einer Dichte von 1.73 g/cm^3 . PVDF wird im CT im gleichen Grauwertbereich dargestellt wie ossäre Strukturen. Bei früher verwendeten Verfahren mussten die Landmarken zur genauen Positionsbestimmung der IR-LED interaktiv lokalisiert werden. Der nun entwickelte Algorithmus findet die Landmarkengeometrie interaktionsfrei, nachdem die Datensätze in isotrope Daten transformiert wurden. Mithilfe einer festen Schwellwertoperation werden die Voxel der Landmarken, wie auch der ossären Strukturen, segmentiert. Ein schneller 3D-Seed Algorithmus [8] findet alle zusammenhängenden Objekte. Aus der Kenntnis der Landmarkengröße und aus dem Abbildungsmaßstab können unter Berücksichtigung des Partialvolumeneffektes aus der Anzahl der Voxel der einzelnen zusammenhängenden Objekte

mögliche Kandidaten für die Landmarken separiert werden. Danach wird aus der Landmarkengeometrie die maximale Ausdehnung der Objekte von ihrem Schwerpunkt aus als weiteres Segmentierungskriterium analysiert. Sind alle Landmarken identifiziert, werden anschließend die Positionen der IR-LEDs aus einer 3D-Sobelfilterung und der Richtung der Grauwertgradienten berechnet. Die Grauwertgradienten schneiden sich auf der Achse der zylindrischen Landmarken. Die IR-LEDs liegen auf den äußeren, dem Patienten abgewandten Deckflächen der Zylinder [9,10].

5 Ergebnisse

Mit dem vorgestellten Algorithmus wurden die Landmarken in mehreren zur Verfügung stehenden CT-Datensätzen verschiedener Auflösungen - von $0.34 \times 0.34 \times 1$ bis $0.8 \times 0.8 \times 2$ in mm/Voxel - erfolgreich segmentiert. Mit einem Phantom wurden die durch den Algorithmus berechneten Positionen der Landmarken evaluiert. Das Phantom besteht aus einem Balsaholzwürfel mit einer Kantenlänge von 90 mm, bei dem auf den Schnittpunkten der Flächendiagonalen die Landmarken befestigt wurden. Die Positionen der Landmarken wurden in den CT-Datensätzen durch mehrere unabhängige Testpersonen definiert und mit der neuen interaktionsfreien Landmarkensuche verglichen. Die Ergebnisse zeigen, dass die interaktionsfreie und die interaktive Bestimmung der Landmarkenpositionen gleichwertig im Toleranzbereich eines Voxels liegen (Tab. 1, Spalten 2-4). Weiterhin wurde durch die Verbesserung der Kamerakalibrierung eine hohe Genauigkeit bei der optischen Positionsbestimmung der IR-LEDs erreicht (Tab. 1, Spalten 5-6).

6 Diskussion

Ein neuer Algorithmus wurde vorgestellt, um interaktionsfrei Landmarken in isotropen CT-Datensätzen zu lokalisieren. Die Präzision der Messungen ist in der gleichen Größenordnung wie bei anderen Methoden. Der Mittelwert der Abweichungen der Messungen der Landmarkenpositionen im CT-Datensatz ist kleiner als ein Millimeter. Es entfällt die sehr zeitintensive visuell-interaktive Suche. Auf einer Intel Pentium 4 CPU mit 2 GHz Taktfrequenz und 512 MB SDRAM Speicher wurde die interaktionsfreie Suche am Phantom in 2 s, im CT-Datensatz mit hohem ossären Anteil in 22 s durchgeführt. Diesen Werten steht die interaktive Suche von ca. 10 min Dauer im CT-Datensatz gegenüber.

Mit dem gegenwärtigen mechanischen Aufbau, dem Einsatz kommerzieller Kameras, Objektive mit einer Brennweite von 12.5 mm und einer Montagehöhe von ca. 1.3 m über dem Patiententisch ist eine Positionsbestimmung der Landmarken in einem Inspektionsvolumen von ca. $60 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ (B x T x H) mit einer Genauigkeit von unter 1 mm möglich, die auftretenden maximalen Abweichungen liegen im Bereich von einem Millimeter. Im Gegensatz zu Zweikamerasystemen bietet das tetraoptische System die Möglichkeit, große Abstände für die Landmarken-Positionen auf der Körperoberfläche zu wählen und dadurch die Positionsgenauigkeit zu erhöhen.

Tabelle 1. Vergleich unterschiedlicher Methoden für die Messung der Distanzen der IR-LED-Positionen. Mittelwerte der Landmarkenmessungen gegenüberliegender Phantomseiten (erste Zeile) und benachbarter Phantomseiten (zweite Zeile). Spalten 2-4: Messungen im CT-Datensatz: Mittelwerte aus mehreren Messungen bei einer Auflösung von $(0.34 \text{ mm})^3$ pro Voxel. Spalte 5: Mittelwerte aus mehreren Messungen am Phantom. Bei einer Auflösung der Videobilder von 768×576 Pixel betrug die Distanz zwischen Phantom und Kameras ca. 120 cm. Spalte 6: Maximal aufgetretene Abweichung der individuellen Messungen vom Mittelwert der Spalte 5.

Distanz auf dem Phantom	Interaktive Definition der IR-LEDs	Interaktive Definition eines VOI [9]	Interaktionsfreie Definition im gesamten Datensatz	Tetraoptische Messung	Maximal aufgetretene Abweichung
112.00 mm	112.26 mm	112.02 mm	111.55 mm	111.79 mm	-0.30 mm
79.20 mm	79.69 mm	79.58 mm	79.27 mm	78.49 mm	-1.39 mm

Anatomisch bedingt sind Tumore in den zwerchfellnahen atembeweglichen Lungenabschnitten mit longitudinalen Bewegungen von mehr als 2 cm behaftet. Daher müssen die Sicherheitsabstände für die Zielvolumendefinition in der Radiotherapie um mindestens diesen Abstand vergrößert werden. Ziel der vorgestellten Systementwicklung ist es, in Zukunft durch eine zusätzliche Messung der Thoraxwandbewegung eine Atemtriggerung zu ermöglichen. Weitere Untersuchungen zur Organbewegung aufgrund der Atmungsbewegung müssen durchgeführt und in ein 4D-Modell eingebunden werden.

Literaturverzeichnis

1. Richter D, Egger J, Strassmann G. Positionsbestimmung von Patienten und Biopsienadeln mit einem Vierkamerasystem. In: Procs BVM; 2006. .
2. Wulf J, Haedinger U, Oppitz U, et al. Stereotactic radiotherapy for primary lung cancer and pulmonary metastases: a noninvasive treatment approach in medically inoperable patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60(1):186–196.
3. Yan H, et al. A phantom study on the positioning accuracy of the Novalis Body system. *Med Phys* 2003;30(12):3052–3060.
4. Verellen D, Soete G, et al. Quality assurance of a system for improved target localization and patient set-up that combines real-time infrared tracking and stereoscopic X-ray imaging. *Radiother Oncol* 2003;67:129–141.
5. Richter D, LaTorre F, Strassmann G, et al. Ein tetraoptisches Kamerasystem für die medizinische Navigation. In: Procs BVM; 2004. p. 239–243.
6. Tsai RY. An Efficient and Accurate Camera Calibration Technique for 3D Machine Vision. In: Procs IEEE Conf Comp Vis and Patt Rec; 1986. p. 364–374.
7. Lenz R. Linsenfehlerkorrigierte Eichung von Halbleiterkameras mit Standardobjektiven für hochgenaue 3D-Messungen in Echtzeit. In: Procs 9. DAGM-Symp Mustererk; 1987. p. 212–216.
8. Heckbert PS. *Graphics Gems*. Academic Press, Boston; 1992.
9. Richter D, Glasberger A, Strassmann G, et al. Visualisierung einer 3D-Sondennavigation zur Nadelpositionierung in Tumoren im CT-Datensatz für die interstitielle Brachytherapie. In: Procs BVM; 2003. p. 269–273.
10. Bekkaoui F. Interaktionsfreie Segmentierung von PVDF-Landmarken in CT-Bilddaten mit Hilfe eines 3D-Seed-Algorithmus. Master's thesis. FH Wiesbaden; 2005.