

# Ein Algorithmus zur Positionsbestimmung von Patienten und Biopsienadeln mit einem Vierkammersystem

Detlef Richter<sup>1</sup>, Jan Egger<sup>1</sup> und Gerd Straßmann<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Fachhochschule Wiesbaden, FB Informatik, 65197 Wiesbaden

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

**Abstract.** Ein tetraoptisch es 3D-Navigationssystem, mit dem die Positionen von Biopsienadeln in Echtzeit am Bildschirm in CT-Schnittbildern visualisiert werden, soll in der Brachytherapie Verwendung finden. Um eine Biopsienadel in den CT-Schnittbildern zu visualisieren, werden die Lage des Patienten und die jeweilige Position der Biopsienadel über IR-Leuchtdioden bestimmt. Dabei ist davon auszugehen, dass in den jeweiligen Kamerabildern eine unterschiedliche Anzahl von IR-Leuchtdioden sichtbar ist. Ein Algorithmus, der unter diesen Bedingungen die Positionen von Patienten und Biopsienadeln mit rigider Transformation bestimmt, wird hier vorgestellt.

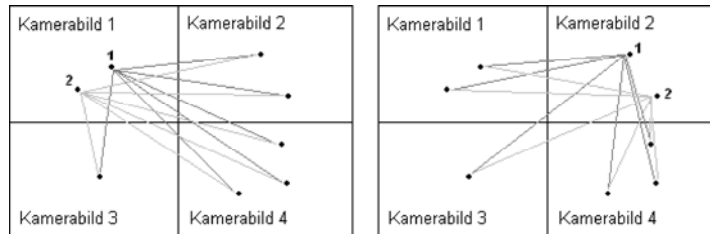
## 1 Einleitung und Stand der Forschung

Ein Kamerasystem mit mehr als zwei Kameras, das in der Brachytherapie Verwendung finden kann, existiert bis jetzt nicht. Bisher erfolgte die automatische Patientenregistrierung, d.h. die Bestimmung der Lage eines Patienten, durch ein Stereokamerasystem.

Die Position des Patienten wird mit Landmarken, in denen sich IR-Leuchtdioden befinden, bestimmt. Die Landmarken sind dabei direkt auf der Haut des Patienten an Körperregionen mit nur geringer Hautverschieblichkeit oder an einer Fixationsmaske angebracht. Die Position der Biopsienadel wird in den Kamerasystemen über einen Tracker, an dem die Biopsienadel und die IR-Leuchtdioden befestigt sind, bestimmt. Die IR-Leuchtdioden der Landmarken und die IR-Leuchtdioden des Trackers ergeben unter den Kamerasystemen jeweils ein dreidimensionales IR-Leuchtdiodenmodell im Weltkoordinatensystem. Das Weltkoordinatensystem wird durch das Kalibrierungsverfahren des Vierkammersystems definiert [1].

Beim Zweikammersystem müssen sich die Landmarken am Körper des Patienten oder an einer Fixationsmaske und die IR-Leuchtdioden des Trackers im Sichtbereich beider Kameras befinden, um ihre Positionen im Raum bestimmen zu können. Ist eine IR-Leuchtdiode nur im Sichtbereich einer der Kameras, lässt sich die Position dieser IR-Leuchtdiode im Raum nicht mehr berechnen. Daher kann auch die Lage des Patienten oder des Trackers nicht mehr bestimmt werden.

**Fig. 1.** Korrespondenzproblem. Anhand der Kamerabilder kann nicht entschieden werden, welche Punkte aus den Kamerabildern 2, 3 und 4 den Punkten 1 und 2 aus Kamerabild 1 zugeordnet werden müssen (linkes Bild). Genauso verhält es sich mit den Punkten 1 und 2 aus Kamerabild 2 und den Punkten aus den Kamerabildern 1, 3 und 4 (rechtes Bild). Analoges gilt für die Kamerabilder 3 und 4.



Während der therapeutischen Behandlung müssen deshalb alle IR-Leuchtdioden von beiden Kameras erfasst werden. Auch muss der Arzt darauf achten, dass er selbst keine der IR-Leuchtdioden verdeckt.

Mit einem Vierkammersystem können dagegen sechs Stereokamera-paare gebildet werden. Dadurch ergibt sich ein wesentlich größerer Arbeitsbereich gegenüber dem Zweikammersystem und damit auch ein wesentlich größerer Freiraum beim Anbringen der Landmarken am Patienten. Der behandelnde Arzt kann beispielsweise die Landmarken bei Hals- Kopftumoren an den beiden Seiten des Kopfes des Patienten anbringen, was bei einem Zweikammersystem zur Sichtbehinderung führt [2,3].

## 2 Methoden

Aus dem Korrespondenzproblem bei einem Vierkammersystem ergibt sich, dass für die Berechnung der Positionen der IR-Leuchtdioden alle Korrespondenzen in Betracht gezogen werden müssen (Abb. 1). Alle getesteten IR-Leuchtdiodenmodelle wurden durch fünf Punkte definiert. Sind alle fünf IR-Leuchtdioden eines Modells in allen vier Kameras sichtbar, können mit jedem Stereokamera-paar fünfundzwanzig Punkte berechnet werden. Bei sechs Stereokamera-paaren ergeben das maximal hundertfünfzig Punkte. Diese Obergrenze wird jedoch selten erreicht. Es ist davon auszugehen, dass je nach Position der IR-Leuchtdioden mit den Kameras weniger als fünf IR-Leuchtdioden abgebildet werden (Tab. 1, obere Reihe).

**Reduzierung der Anzahl der berechenbaren Punkte.** Die Koordinaten der IR-Leuchtdioden werden aus dem Schnittpunkt zweier Sehstrahlen berechnet. Wegen Ungenauigkeiten in den Kamerabildern schneiden sich diese niemals exakt in einem Punkt. Daher wird als Position einer IR-Leuchtdiode die Mitte auf der Linie des minimalen Abstandes der zwei Sehstrahlen angenommen [4]. Ist der minimale Abstand zweier Sehstrahlen kleiner als eine vorgegebene Schwelle, wird vorausgesetzt, dass es sich um einen Kandidaten für eine IR-Leuchtdiode handelt. Die Koordinaten dieser Punkte werden zur weiteren Auswertung übernommen (Tab. 1, untere zwei Reihen), alle anderen werden verworfen.

**Table 1.** Darstellung der Analyseergebnisse der von den vier Kameras gesehenen Leuchtdioden bei einer der Testmessungen. In der oberen Reihe sind für die einzelnen Kameras die ganzzahligen Werte der 2D Lochkamerakordinaten dargestellt. Dabei liegt der Ursprung des Koordinatensystems in der Bildmitte, Korrekturen für die radialsymmetrische Verzerrung und für das Pixelseitenverhältnis sind durchgeführt. In den beiden unteren Reihen sind die daraus berechneten 3D Weltkoordinaten aus den einzelnen Stereokamera-paaren unter der Berücksichtigung eines Schwellwertes von 0,25 für den Abstand der ausgewerteten Sehstrahlen dargestellt (alle Maße in cm).

Kamera 1		Kamera 2		Kamera 3		Kamera 4	
x	y	x	y	x	y	x	y
-16	44	46	94	-85	-19	55	-116
129	23	151	93	87	-40	105	-40
124	146	77	207	-39	-174	155	-191
-	-	255	69	107	-164	258	-173
-	-	-	-	-	-	-	-

Kamera 1 & 2				Kamera 1 & 3				Kamera 1 & 4			
x	y	z	Abst.	x	y	z	Abst.	x	y	z	Abst.
19,85	16,82	12,04	0,028	23,96	12,07	25,09	0,051	23,96	12,05	25,08	0,060
23,97	12,08	25,02	0,030	34,57	11,64	21,22	0,034	34,61	11,62	21,30	0,020
34,59	11,64	21,20	0,015	33,61	21,71	21,58	0,057				

Kamera 2 & 3				Kamera 2 & 4				Kamera 3 & 4			
x	y	z	Abst.	x	y	z	Abst.	x	y	z	Abst.
30,91	17,97	9,08	0,192	18,44	15,34	16,03	0,045	20,11	23,30	21,56	0,009
23,94	12,05	25,07	0,024	23,94	12,04	25,09	0,000	23,93	12,06	25,09	0,032
20,11	23,26	21,49	0,072	20,17	23,27	21,41	0,003	34,58	11,68	21,37	0,041
34,56	11,63	21,22	0,022	34,60	11,62	21,26	0,081				

**Zusammenfassen der entstandenen Punktwolken.** Erkennt mehr als ein Stereokamera-paar ein und dieselbe IR-Leuchtdiode, werden die Koordinaten für diese IR-Leuchtdiode aus jedem dieser Stereokamera-paare berechnet. Durch Abweichungen bei den Berechnungen in den Bildern der einzelnen Stereokamera-paare entsteht eine Punktwolke für diese IR-Leuchtdiode. Diese entstandenen Punktwolken können zu einem Punkt zusammengefasst werden. Ein weiterer Schwellwert definiert, wie weit mehrere Punkte auseinander liegen dürfen, um als zusammengehörige Punktwolke aufgefasst zu werden. Dieser Wert hängt von der Genauigkeit der Kalibrierung des Vierkameran-systems ab [5].

**Matching eines Leuchtdiodenmodells mit einer Punkteuntermenge.** Durch die oben genannten Verfahren 2.1 und 2.2 wurde ein Großteil der berechneten Punkte eliminiert und zusammengefasst, wodurch die Anzahl der Kandidaten reduziert wurde. Tests mit verschiedenen Modellen aus fünf IR-Leuchtdioden haben gezeigt, dass nach der Zusammenfassung noch fünf bis zehn Punkte übrig bleiben. Aus dieser Menge müssen jetzt alle Untermengen mit fünf Punkten betrachtet werden. Es wird versucht, die jeweilige Untermenge mit dem gesuchten IR-Leuchtdiodenmodell durch eine rigide Transformation zur Deckung zu bringen. Bei zehn restlichen Punkten ergeben sich 252 Untermengen mit fünf Punkten.

Soll das IR-Leuchtdiodenmodell mit einer der Untermengen zur Deckung gebracht werden, werden drei Punkte benötigt. Der erste Punkt ist der Schwerpunkt des IR-Leuchtdiodenmodells bzw. der Untermenge. Der zweite Punkt wird über seinen Abstand zum Schwerpunkt definiert. Dabei wird beim IR-Leuchtdiodenmodell derjenige Punkt gewählt, der den größten Abstand zum Schwerpunkt hat. Gibt es in der Untermenge keinen Punkt, der einen ähnlichen Abstand zum Schwerpunkt hat, kann diese Untermenge nicht dem IR-Leuchtdiodenmodell entsprechen. Gibt es bei dem IR-Leuchtdiodenmodell oder bei der Untermenge mehrere Punkte mit fast dem gleichen Abstand zum Schwerpunkt, so müssen alle Kombinationen getestet werden. Als dritter Punkt, über den das IR-Leuchtdiodenmodell und die Untermenge zur Deckung gebracht werden, wird derjenige Punkt genommen, der zum zweiten Punkt den größten Abstand hat. Dabei gelten bezüglich der Abstände die gleichen Randbedingungen wie beim zweiten Punkt. Konnte das IR-Leuchtdiodenmodell und die Untermenge über die drei beschriebenen Punkte zur Deckung gebracht werden, müssen bei fünf Punkten noch die zwei verbleibenden Punkte vom IR-Leuchtdiodenmodell und der Untermenge überprüft werden. Es wird die Summe der Differenzen der euklidischen Abstände aller Punkte vom IR-Leuchtdiodenmodell und der Untermenge berechnet. Die Untermenge, deren Summe unter einem Schwellwert liegt, der wiederum von der Genauigkeit des Vierkammersystems abhängt [4], wird als passend zum IR-Leuchtdiodenmodell angenommen. Gibt es mehrere Untermengen, wird diejenige mit der kleinsten Summe gewählt.

### 3 Ergebnisse

Für die Evaluation wurden verschiedene IR-Leuchtdiodenmodelle, d. h. Fixationsmaske oder Tracker, an einem Roboter befestigt und in dem Sichtbereich des Vierkammersystems bewegt.

Bei einer Fixationsmaske für den Kopf konnten die Landmarkenmodelle immer vollständig rekonstruiert werden, wenn jede Landmarke mindestens in einem Stereokamerapaar sichtbar war. Dieses war auch dann der Fall, wenn die Landmarken an den gegenüberliegenden Seiten der Maske angebracht waren.

Bei dem verwendeten Tracker liegen alle IR-Leuchtdioden in einer Ebene. Hier war eine vollständige Rekonstruktion bei Rotationen um jeweils eine der horizontalen Achsen bis zu ca.  $\pm 90^\circ$  möglich.

Wie zu erwarten ist, werden von den einzelnen Kameras nicht alle fünf Leuchtdioden gesehen. In der angegebenen Testmessung (Tab. 1, obere Reihe) registrierte eine der Kameras drei, die drei anderen Kameras jeweils vier Leuchtdioden. Nach Anwendung des vorgestellten Algorithmus wurden von den sechs Stereokameras sieben separate Punkte lokalisiert :  $P_1$  (34,11,21) von sechs,  $P_2$  (24,12,25) von sechs,  $P_3$  (20,23,21) von drei,  $P_4$  (20,17,12) von einem,  $P_5$  (34,22,22) von einem,  $P_6$  (31,18,9) von einem und  $P_7$  (18,15,16) ebenfalls von einem Stereokamerapaar. Die Auswahl der fünf korrekten Punkte erfolgte über das Leuchtdiodenmodell mit dem Verfahren nach 2.3, zwei Punkte, die nicht dem Modell zugeordnet werden konnten, wurden entfernt.

## 4 Diskussion

Solange die Landmarken innerhalb des Sichtbereichs des Vierkameranasytems liegen, können diese auch an der Seite des Kopfes oder des Körpers des Patienten angebracht werden. Für die Bewegung des Tracker ergibt sich durch den Algorithmus eine größtmögliche Freiheit.

Bei der Implementierung wurde die Berechnung der Rotationen mit Quaternionen ausgeführt. Bei der Verwendung von Quaternionen an Stelle von Rotationsmatrizen werden weniger Rechenoperationen benötigt, was die Rechengeschwindigkeit steigert. Eine Anpassung des implementierten Algorithmus ist bei einer Erweiterung des Vierkameranasytems um eine oder mehrere weitere Kameras jederzeit möglich. Daher kann der Algorithmus nicht nur in dem vorhandenen Vierkameranasytem Verwendung finden, sondern auch in zukünftigen Mehrkameranasytemen eingesetzt werden.

Die Berechnung des vorgestellten Algorithmus, jedoch ohne Bildakquisition und 3D-Rekonstruktion, beträgt ca. 5 ms auf einer Intel Pentium 4 CPU mit 2 GHz Taktfrequenz.

Die Genauigkeit bei der Bestimmung der Lage des Patienten und der Position und Orientierung des Trackers wird durch den vorgestellten Algorithmus nicht verbessert, da diese im wesentlichen von der Genauigkeit der Kalibrierung abhängt. Vielmehr wird die Genauigkeit durch das Vierkameranasytem gegenüber dem Zweikameranasytem dadurch gesteigert, weil die Landmarken weiter auseinander liegend am Patienten angebracht werden können und sich somit günstigere Positionen für die Berechnung im Raum ergeben.

Der vorgestellte Algorithmus wurde speziell für ein Vierkameranasytem, das in der Brachytherapie Verwendung finden soll, entwickelt. Jedoch sind auch andere Anwendungsgebiete, zum Beispiel für die Biopsieentnahme, bei dem das Vierkameranasytem und der Algorithmus zum Einsatz kommen, denkbar.

## References

1. Richter D, Bekkaoui F, Mostarkic Z, Straßmann G. Tetraoptisches Kamerasystem zur rahmenlosen Repositionierung und respirativen Überwachung in der extrakraniellen Hochpräzisionsbestrahlung. In: Procs BVM; 2006.
2. Richter D, La Torre F, Egger J, Straßmann G. Tetraoptical Camera System for Medical Navigation. In: Biosignal; 2004. p. 270–272.
3. Richter D, La Torre F, Kalkhof N, Straßmann G. Ein tetraoptisches Kamerasystem für die medizinische Navigation. In: Procs BVM; 2004. p. 239–243.
4. Harm M. Entwicklung eines dreidimensionalen Nadelpositionierungssystems zur Strahlentherapie. Master's thesis. Fachhochschule Wiesbaden, Fachbereich Informatik; 2000.
5. Egger J. Fraktionierte 3D-Erkennung von Landmarken mit einem tetraoptischen System. Master's thesis. Fachhochschule Wiesbaden, Fachbereich Informatik; 2004.