

Multimodale Bilddatenfusion zur verbesserten Patientenlagerung und -überwachung in der Strahlentherapie

Nils Riefenstahl¹, Mathias Walke², Bernd Michaelis¹ und Günther Gademann²

¹Institut für Elektronik, Signalverarbeitung und Kommunikationstechnik,
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 39016 Magdeburg

²Klinik für Strahlentherapie, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg,
39120 Magdeburg

Email: nils.riefenstahl@e-technik.uni-magdeburg.de

Zusammenfassung. Es wird ein Verfahren zur 3D-Bewegungsanalyse von Patienten in der Strahlentherapie vorgestellt. Die Erfassung der Bewegung erfolgt mittels zeitlich synchron aufgenommener Daten eines optischen 3D-Sensors und elektronischen Portalbildern. Da jeweils nur bestimmte Bewegungsparameter in einer Modalität mit hinreichend hoher Genauigkeit bestimmt werden können, ermöglicht eine Fusion der Daten beider Sensoren eine Erhöhung der Robustheit der Schätzung der tatsächlichen Patientenbewegungen. Die räumlichen Transformationsparameter ergeben sich dabei aus der Registrierung von Portalbildern mit Digital-Rekonstruierten Röntgenbildern (DRR) und gemessenen 3D-Körperoberflächen mit CT-Daten.

1 Einleitung

In der Strahlentherapie ist die reproduzierbare Positionierung von Patienten am Linearbeschleuniger sowie die Überwachung der korrekten Lage von großer Bedeutung. Durch geeignete Möglichkeiten zur Analyse der Patientenbewegungen unter Bedingungen, wie sie zum Zeitpunkt der Bestrahlung vorherrschen, können so zudem individuelle Bewegungsmuster erkannt und in der Bestrahlungsplanung mit berücksichtigt werden. In der Regel sind die Möglichkeiten, insbesondere um Informationen über die Lage und Bewegungen innerer Organe oder Knochenstrukturen zu gewinnen, stark eingeschränkt. Eine weit verbreitete Technik ist die Auswertung von Portalbildern, also Röntgenbildern, die durch Abbildung des Behandlungsstrahls sichtbar werden. Aufgrund der energiereichen Strahlung sind Portalbilder insbesondere im Bereich von Weichgewebe äußerst kontrastarm. Zudem bewirken die bei modernen Linearbeschleunigern verwendeten Multileaf-Kollimatoren eine dem Zielvolumen angepasste, kleinere individuelle Feldgröße, so dass im Portalbild nur ein kleiner, irregulär geformter Bereich sichtbar ist. Auch lassen sich so prinzipiell nur Bewegungen entlang einer 2D Bildebene detektieren. Ein weiterer Schritt zur Verbesserung der Positionierung und Überwachung von Patienten wurde mit der Installation von

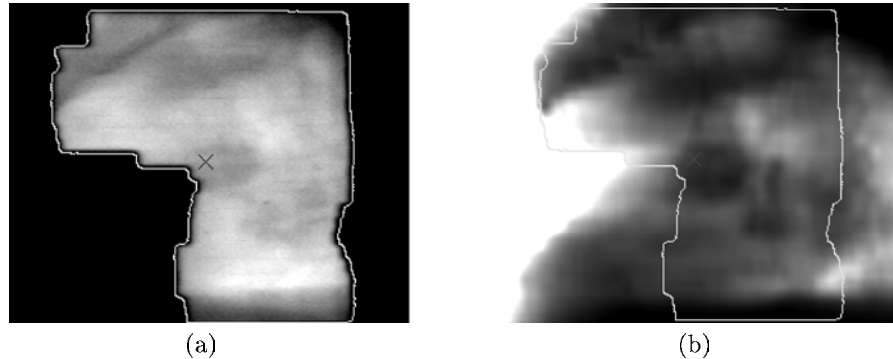
3D- Oberflächensensoren erreicht [1]. Die klinische Integration solcher Sensoren ermöglicht eine schnelle dreidimensionale Erfassung der Körperoberfläche des Patienten während der Bestrahlung. Die gewonnenen 3D- Oberflächendaten können zur Überprüfung der Patientenlagerung mit Daten verglichen werden, die vorab mit einem am Simulator installierten, gleichartigen Sensor ermittelt wurden. Ein Patient kann jedoch nur in sehr grober Näherung als starrer Körper angesehen werden und unterliegt während des Behandlungszeitraums auch Veränderungen. So führen z.B. unterschiedliche Füllzustände von Organen zu einer elastischen Verformung der Körperoberfläche und damit zu zusätzlichen Abweichungen zur zum früheren Zeitpunkt ermittelten Referenz-Oberfläche. Dies führt zwangsläufig zu Fehlern beim Vergleich der Oberflächendaten. Im Portalbild detektierbare, relativ starre Knochenstrukturen können jedoch genutzt werden, diese Fehler zumindest zu verringern. Andererseits können mit Hilfe des 3D- Sensors Bewegungen in senkrechter Richtung zur Projektionsebene des Portalbildes detektiert werden, die im Portalbild selbst nicht erfaßt werden können. Dies motiviert die Fusion von mittels optischen 3D- Sensor erfaßten Oberflächendaten, elektronischen Portalbildern und CT- Daten. Ziel ist dabei, den gesamten, für die Bewegungsanalyse verfügbaren Informationsgehalt zu nutzen. Die jeweils aussagekräftigeren und genaueren Lageinformationen beider Sensoren werden hierbei kombiniert.

2 Methode

2.1 2D Bewegungsanalyse durch Grauwertmatching

Elektronische Portalbilder ermöglichen eine Erfassung von Patientenbewegungen entlang der Projektionsebene des Behandlungstrahls. Die volumetrischen 3D-Daten des CT liefern Informationen über die Referenzlage des Patienten. Innerhalb der Bestrahlungsplanung wird das Bestrahlungsziel (Isozentrum) und die Richtung der Bestrahlung festgelegt. Auf Basis dieser Informationen wird aus dem CT-Datensatz durch Volumenrendering ein dem Portalbild ähnliches DRR berechnet (Abb. 1(b)). Voraussetzung für eine Registrierung von Portalbild und DRR ist jedoch auch eine Abbildung auf zumindest hinreichend ähnliche Grauwerte. Aus diesem Grund werden die Voxelwerte aus dem zugehörigen CT-Datensatz vorab verändert. Bei diesem, in [2] beschriebenen Verfahren werden so die linearen Dämpfungskonstanten der hohen Energie der therapeutischen Röntgenstrahlung angepaßt. Zur Bestimmung der Abweichungen zwischen DRR und Portalbild wird ein intensitätsbasiertes Matchingverfahren verwendet [3]. Hierbei dient das im Portalbild sichtbare, irregulär geformte Sichtfeld (siehe (Abb. 1(a))) als Suchbild, für welches im DRR subpixelgenau nach der größten Übereinstimmung gesucht wird. Zum Finden der Korrespondenzen wird ein Ähnlichkeitskriterium verwendet, welches durch geometrische und gegebenenfalls radiometrische Transformationen die Quadratsumme der Grauwertdifferenzen im Sinne der Methode der kleinsten Quadrate zwischen Referenzbild und Suchbild minimiert. Insbesondere aufgrund des möglichen Auftretens von

Abb. 1. Registrierung von Portalbild (a) und DRR (b)



additiven und multiplikative Bildstörungen, wird hierbei die normierte, mittelwertfreie Kreuzkorrelationsfunktion KKF verwendet (siehe [3]):

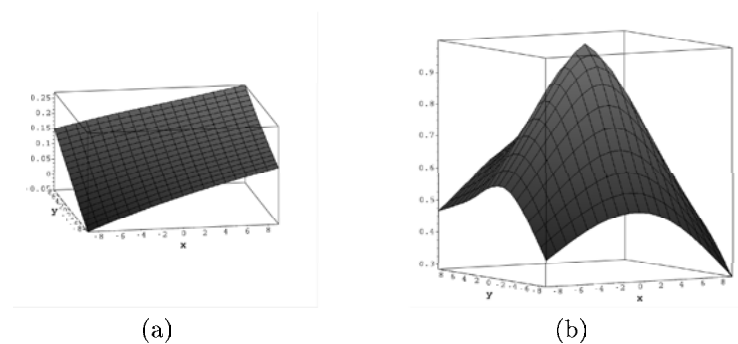
$$Q(x, y) = \frac{\sum_{j=0}^n \sum_{i=0}^m \overline{P(i, j)} \cdot \overline{R(x+i, y+j)}}{\sqrt{\sum_{j=0}^n \sum_{i=0}^m \overline{P(i, j)}^2 \cdot \sum_{j=0}^n \sum_{i=0}^m \overline{R(x+i, y+j)}^2}} \quad (1)$$

Dabei entsprechen $\overline{P(x, y)}$ den mittelwertfreien Grauwerten des sichtbaren Feldes des Portalbildes und $\overline{R(i, j)}$ den mittelwertfreien Grauwerten des DRR, wobei m und n die Größe des Fensters beschreiben. Größte Ähnlichkeit beider Bilder drückt sich in einem Maximum der Funktion aus. Als Ergebnis der Suche des Maximums der Korrelation beider Bilder können die translatorischen Transformationsparameter zwischen beiden Bildern bestimmt werden. Zur Verbesserung des Verfahrens erfolgt die Suche nach dem Maximum iterativ, wobei in jedem Iterationsschritt eine Anpassung der radiometrischen Transformationsparameter vorgenommen wird. Hierbei wird auf Basis der Pixelwerte beider Bilder eine angepaßte Transferkurve berechnet. Im Ergebnis besitzt die Kreuzkorrelationsfunktion ein ausgeprägteres Maximum (siehe Abb. 2), was auf eine robustere Bestimmung der Transformationsparameter hindeutet.

2.2 3D Bewegungsanalyse mittels Oberflächenregistrierung

Die Verwendung eines optischen 3D- Oberflächensensors ist ein relativ neuer Ansatz zur Bewegungsanalyse von Patienten in der Strahlentherapie. In [4] wird ein Verfahren beschrieben, welches mit hoher Geschwindigkeit dreidimensionale Daten der Hautoberfläche eines am Linearbeschleuniger gelagerten Patienten liefert. Zur Unterstützung der Patientenlagerung und zur Bewegungsanalyse wurde ein solcher Sensor am Linearbeschleuniger installiert und in der klinischen Praxis erprobt. Zur optischen 3D- Vermessung kommt ein System, bestehend aus zwei Kameras und einem Videoprojektor, zur Verwendung. Mittels Streifenprojektion ist eine Vermessung ohne die Verwendung künstlicher Marker oder

Abb. 2. Verlauf der Kreuzkorrelationsfunktion vor (a) und nach (b) der iterativen Anpassung der Grauwerte



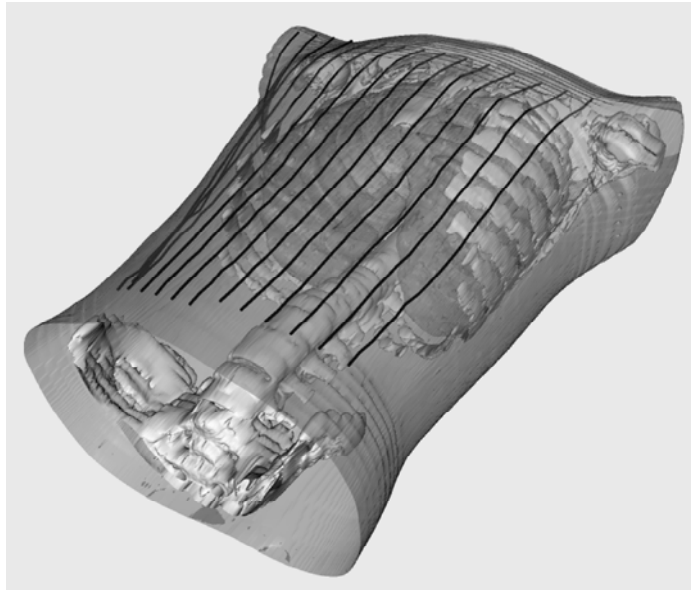
Referenzpunkte möglich. Ergebnis der Vermessung eines Zeitschritts ist ein Array von 20×10 Raumpunkten, wobei das System eine Messgenauigkeit von ca. 1mm erreicht. Zur Bestimmung der korrekten Lage von Patienten werden diese gemessenen Punkte mit der Lage der Körperoberfläche im CT verglichen. Hierzu erfolgt zunächst die Segmentierung der Hautoberfläche aus dem CT. Diese wird anschließend zur Registrierung mit den Daten des 3D-Sensors benutzt. Dazu wird ein Verfahren auf der Basis des Iterated Closest Point (ICP) Algorithmus [5] verwendet. Dabei werden die 3 translatorischen und 3 rotatorischen Transformationsparameter bestimmt. Das Ergebnis der Registrierung ist in Abb. 3 dargestellt, wobei die entlang von vertikalen Streifen angeordneten Messpunkte mit der aus dem CT segmentierten Hautoberfläche auf Basis der ermittelten Transformationsparameter in Übereinstimmung gebracht worden sind.

3 Ergebnis

Für erste Untersuchungen wurde zunächst ein starres Phantom benutzt, welches Knochenstrukturen enthält, die auch im Portalbild sichtbar sind. Dieses wurde mittels eines Vibrationstisches aus der Sollage heraus bewegt. Bei der Registrierung der Oberflächen aus CT und vom 3D-Sensor traten wiederholt Mehrdeutigkeiten im Bereich glatter Flächen, z.B. im Thorax-Bereich auf. Die Parameter der Registrierung von Portalbild und DRR lieferte hier teilweise genauere Werte der Verschiebung. Bewegungen senkrecht zur Bildebene des Portalbildes äußern sich innerhalb des Portalbildes nur in Änderungen der Skalierung des Bildes und sind insbesondere aufgrund der schlechten Qualität der Bilder nur schwer detektierbar. Hier liefert wiederum der 3D-Sensor millimetergenaue Verschiebungen gegenüber der Oberfläche aus dem CT.

4 Ausblick

Die Kombination beider Sensorsysteme kann die Detektion von Lageveränderungen von Patienten weitgehend verbessern. Schwierigkeiten ergeben sich

Abb. 3. Registrierung von 3D-Oberflächendaten

zunächst noch bei der automatischen Auswahl der jeweils sichereren Methode zur Detektion einer bestimmten Bewegungsrichtung. Dies motiviert weitere Untersuchungen hin zu einem einheitlichen Modell, welches alle Sensoren gleichzeitig und gleichermassen berücksichtigt. Dabei erfolgt nicht mehr eine jeweils separate Registrierung von 3D-Oberflächen oder 2D-Portalbilddaten mit dem CT, sondern eine Optimierung der Modellparameter auf der Basis des gesamten zur Verfügung stehenden multimodalen Bildmaterials.

Literaturverzeichnis

1. Calow R, Albrecht P, Krell G, Michaelis B. Ein Online-System zur Patientenpositionierung unter Verwendung codierten Lichtes. In: Bildverarbeitung für die Medizin 2002, Proceedings des Workshop. Springer; 2002. p. 69–72.
2. Dong L, Boyer AL. An image correlation procedure for digitally reconstructed radiographs and electronic portal images. *Radiation Oncology Biology Physics* 1995;33(5):1053–1060.
3. Hristov DH, Fallone BG. A grey-level image alignment algorithm for registration of portal images and digitally reconstructed radiographs. *Medical Physics* 1996;23(7):1299–1299.
4. Calow R, Gademann G, Krell G, Mecke R, Michaelis B, Riefenstahl N, et al. Photogrammetric Measurement of Patients in Radiotherapy. *Journal of Photogrammetry and Remote Sensing* 2002;Vol. 56:347–359.
5. Besl PJ, McKay ND. A Method for registration of 3-d shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1992;Vol. 14:239–256.