InViVo-Brachy - Ein System zur Navigation bei der Plazierung von Hohlnadeln in der Brachytherapie

Stefan Walter und Gerd Straßmann *

Fraunhofer Institut Graphische Datenverarbeitung
Rundeturmstr. 6, 64283 Darmstadt
*Strahlenklinik der Städtischen Kliniken Offenbach
Starkenburgring 66, 63069 Offenbach

Zusammenfassung. Die Brachytherapie ist eine Kurzzeit-Strahlentherapie, bei der Tumorgewebe mit einer hohen Strahlendosis bestrahlt wird. Diese Strahlentherapie wird u. a. mit Hochenergie-Strahlenquellen in Hohlnadeln, die in den Körper des Patienten eingestochen werden durchgeführt. Ein wichtiger Arbeitsschritt hierbei ist die schnelle und genaue Plazierung der Hohlnadeln im Tumor im Körper des Patienten. Die bisherige Arbeitsweise, bei der nach einem stückweiten Einstechen der Nadel immer wieder aktuelle CT Aufnahmen der Nadel im Patientenkörper gemacht werden müssen, um die Richtung der Nadel beim weiteren Einstechen korrigieren zu können, ist zeitaufwendig und schmerzhaft für den Patienten. Die hier vorgestellte Anwendung "*InViVo-Brachy*" ermöglicht mit Hilfe eines Tracking-Systems die verbesserte Plazierung der Nadeln durch interaktive Navigation in den CT Daten der Tumorregion des Patienten.

Schlüsselwörter: Brachytherapie, Strahlentherapie, Intra-operative Navigation, Volume Rendering

1 Einleitung

Die Brachytherapie ist eine Kurzzeit-Strahlentherapie, die unter anderem mit Hilfe von interstitiellen Hohlnadeln durchgeführt werden kann (s. Abb 1). Anders als bei der perkutanen Strahlentherapie, bei der ein Tumor von außerhalb des Körpers bestrahlt wird, wird hier eine Hochenergie Strahlenquelle (Iridium) innerhalb des Körpers plaziert und bestrahlt den Tumor auf kurze Entfernung. Die Iridium Strahlenquelle wird mit Hilfe eines sogenannten Afterloaders durch die Hohlnadel geschoben beziehungsweise gezogen und an festgelegten Positionen für eine festgelegte Zeit angehalten um das umliegende Gewebe zu bestrahlen. Ein wichtiger Arbeitsschritt bei dieser Strahlenbehandlung ist die Plazierung der Hohlnadeln im Tumor. Die bisherige Arbeitsweise umfaßt mehrere Arbeitsschritte, die zyklisch wiederholt werden um eine Nadel zu plazieren. Dabei wird zunächst ein CT Datensatz des Patienten aufgenommen um eine ungefähre Vorstellung der Tumorposition zu erhalten. Basierend auf diesem CT Datensatz wird die erste Nadel ein Stück weit eingestochen. Ein weiterer CT Datensatz der Tumorregion des Patienten in dem auch die Nadel zu erkennen ist wird im folgenden Arbeitsschritt aufgenommen. Anhand dieser CT Scans kann der behandelnde Arzt die aktuelle Lage der Nadel in den transversalen Schnittbildern

erkennen und ihren weiteren Weg beim weiteren Einstechen einschätzen. Diese Vorausschau ist um so komplizierter, um so weniger die Nadel parallel zu den CT Scans plaziert werden kann. Nach einer eventuellen Korrektur der Nadelrichtung wird diese weiter eingestochen. Diese Arbeitsschritte werden so lange wiederholt, bis die Nadel ihre endgültige Position erreicht hat. Der gesamte Arbeitszyklus wird für jede weitere Nadel wiederholt. Die so plazierten Hohlnadeln werden anschließend fixiert, ein abschließender CT Datensatz wird aufgenommen, mit dessen Hilfe die Nadellage in einem Bestrahlungsplanungssystem durch manuelles markieren ermittelt und zur Erstellung eines Bestrahlungsplanes der Nadelkonfiguration benutzt wird.

Das beschriebene Verfahren zur Plazierung der Nadeln hat einige gewichtige Nachteile: Zum einen ist es sehr zeitaufwendig und damit schmerzhaft für den Patienten (1-2 Stunden für 10-15 Nadeln), der während der gesamten Prozedur ruhig liegen muß, zum anderen ist die Plazierung der Nadel nicht sonderlich genau. Die Nadelstichrichtung sollte in der bisherigen Arbeitsweise so gewählt sein, daß die Nadel parallel zu einem transversalen Schnittbild liegt und so insgesamt in einem Schnittbild zu sehen ist. Kompliziertere Stiche, schräg zu einem CT Scan, sind im Kontrollschritt sehr kompliziert zu bewerten und erfordern einige Erfahrung. Ein weiterer Nachteil ist, daß das CT Gerät während der gesamten Prozedur nicht für andere Anwendungen zur Verfügung steht.

Das Ziel der im weiteren beschriebenen Entwicklungen ist es die oben genannten Nachteile zu beheben und eine sichere und schnelle Plazierung der Nadeln zu gewährleisten.

2 Implementierung

Die Grundlage für das InViVo-Brachy System bildet eine Software zur Visualisierung von Volumendaten aus medizinischen Aufnahmeverfahren (z.B. CT, MRI, 3D-Ultraschall), die über mehrere Jahre im Fraunhofer IGD entwickelt wurde. Die Software bietet verschiedene Darstellungsmöglichkeiten für die in dieser Anwendung benutzten CT Daten: Darstellung als transversale, sagittale und coronale Schnittebenen, als beliebig orientierte Schnittebenen oder 3D Volume Rendering als Oberflächendarstellung (z.B.: Iso-Surface) oder als Transparenzdarstellung (z.B.: Maximum Instensity Projection oder X-Ray Simulation). Für die Volume Rendering Darstellung kommt eine Direct Volume Rendering Methode basierend auf dem weit verbreiteten Ray Casting Algorithmus zum Einsatz. Die Software ist lauffähig auf einem Handelsüblichen PC mit Windows NT Betriebssystem. In der Anwendung können interessante Bereiche in den transversalen Schnittbildern manuell konturiert und in allen anderen Darstellungen - auch im Volume Rendering - farbig dargestellt werden. So können zum Beispiel Tumore als Zielgebiete oder Organe als Risikoregionen markiert werden.

Um eine Darstellung der Brachytherapie-Nadel in den CT Daten und somit eine Navigation zur Plazierung der Nadel zu ermöglichen wurde ein sogenanntes Tracking-System an die Software angebunden. Dieses Tracking-System ermöglicht es über einen Positionsgeber (Empfänger) die räumliche Position und Orientierung (6 Frei-

heitsgrade) des Positionsgebers zu bestimmen. In dieser Anwendung können die elektromagnetischen Tracking-Systeme von Polhemus und Ascension eingesetzt werden.

Diese elektromagnetischen Tracking Systeme bestehen außer dem oben beschriebenen Empfänger auch noch aus einem Sender, der ein elektromagnetisches Feld aufbaut, in dem die Position des Empfängers bestimmt wird. Die von dem jeweiligen Tracking-System erzeugten Koordinaten können je nach Bauart des Tracking-Systems über die serielle Schnittstelle des PCs oder direkt von einer Einsteckkarte eingelesen und weiterverarbeitet werden. Elektromagnetische Tracking-Systeme unterliegen Störungen durch Metalle, was weitestgehend durch eine genaue Evaluierung der Arbeitsweise und des konkreten Aufbaus des Systems (z.B. erhöhter Abstand vom OP durch spezielle Polster) Tisch kompensiert werden kann.

Über eine spezielle Halterung, die einerseits mit dem Positionsgeber des Tracking-Systems verbunden ist und an die andererseits eine Hohlnadel angesteckt werden kann ist es möglich die aktuelle Orientierung und Position einer Nadel zu bestimmen.

In einem einmaligen Vorgang muß die Empfänger-Halterung-Nadel Konfiguration kalibriert werden. Hierbei werden die Koordinaten der Nadelspitze und der Richtungsvektor der Nadel in bezug auf das Koordinatensystem des Empfängers des Trakking-Systems bestimmt. Diese Kalibrierung kann durch definierte Bewegungen des Empfänger-Halterung-Nadel Systems ermittelt werden: Durch Einstechen der Nadelspitze in einen Fixpunkt und anschließendes Bewegen der Nadel können eine Reihe von Koordinaten aufgenommen werden, aus der sich mit Hilfe eines (überbestimmten) Gleichungssystems die Translation vom Ursprung des Empfängerkoordinatensystems zur Nadelspitze berechnen lassen. In einem zweiten Schritt wird das Empfänger-Halterung-Nadel System in eine Bohrung eingeführt und rotiert. Auch hierbei werden wieder eine Reihe von Koordinaten aufgenommen, aus denen sich wieder ein überbestimmtes Gleichnungssystem ableiten und der Nadelrichtungsvektor berechnen läßt.

Von der betroffenen Körperregion wird ein CT Datensatz erzeugt, der zum einen zur Planung des Eingriffs genutzt werden kann, zum anderen bei der Plazierung der Nadeln benötigt wird. In dem hier vorgestellten System kommen CT Daten von einem Siemens Somatom CT zum Einsatz, die direkt über eine DICOM 3 Schnittstelle in das Visualisierungssystem eingelesen werden. Die Datensätze haben eine Größe von ca. 50 bis 100MB.

Zur Vorbereitung der Navigation müssen Patient und CT Daten zunächst miteinander registriert werden, d.h. es muß eine Transformation (Rotation, Translation) berechnet werden, die eine räumliche Koordinate am Patientenkörper (aufgenommen mit dem Tracking System) in das Koordinatensystem des CT Datensatzes umrechnet. In dieser Anwendung wird die Transformation mit Hilfe von Landmarks berechnet, die an der Fixationsmaske des Patienten bzw. am Patientenkörper angebracht werden. Die Landmarkpunkte werden in den CT Daten manuell markiert, ihre räumlichen Koordinaten am Patienten werden außerdem mit dem Trackingsystem aufgenommen. Aus den ermittelten Punktepaaren läßt sich ein (überbestimmtes) Gleichungssystem aufstellen mit dem die Registrierungstransformation berechnet werden kann.

2.1 Navigation

Mit der ermittelten Registrierungstransformation kann eine mit dem Tracking-System aufgenommene Koordinate in das Koordinatensystem des CT Datensatzes umgerechnet werden und in der Software dargestellt werden. Das System beherrscht verschiedene Darstellungen der Nadel und der CT Daten während der interaktiven Navigation zur Plazierung der Nadeln im Patientenkörper:

- Transversales Schnittbild: Die für den Mediziner gebräuchlichste Darstellung von CT Daten ist die Darstellung als transversale Schnittbilder. In einem ständig sichtbaren Fenster wird deshalb fortlaufend die aktuelle Position der Nadelspitze in einer der Nadelposition entsprechenden Schicht in den CT Daten angezeigt.
- Beliebiges transversales Schnittbild: Das dargestellte Schnittbild kann hier unabhängig von der Position der Nadel im Patientenkörper gewählt werden. Außer den CT Daten werden die Parallelprojektion der Nadel in diese Schicht sowie der virtuelle Durchstoßpunkt der Nadel durch diese Schicht dargestellt. Mit dieser Darstellung ist es möglich eine "Zielschicht" zu wählen, in der die Nadelspitze einen bestimmten Zielpunkt durchstoßen soll. Während des Einstechens der Nadel ist nun dafür zu sorgen, daß der virtuelle Durchstoßpunkt im Zielpunkt zu liegen kommt, gegebenenfalls ist die Richtung der Nadel entsprechend zu korrigieren (s. Abb. 1).
- Nadelschnittebene: In dieser Darstellung wird eine der Schnittebenen durch die CT Daten in der auch die Nadel liegt dargestellt. Als weitere Informationen wird die Nadel, die Nadelspitze und die weitere Stichrichtung der Nadel dargestellt (s. Abb. 1).
- Volume Rendering mit überlagerter Nadelschnittebene: In dieser Darstellung wird auf eine Volume Rendering Oberflächendarstellung des Patienten eine Nadelschnittebene (s.o.) aufgeblendet. Die Oberflächendarstellung dient hierbei als "3D Topogramm". Eine Rotation der Nadel um ihre Längsachse liefert die entsprechende neue Schnittebene (s. Abb. 2).
- Needle Eye View: Hierbei wird eine perspektivische Volume Rendering Darstellung mit Blickrichtung in Richtung der Stichrichtung der Nadel erzeugt. Wie bei allen anderen Darstellungen sind auch hier die manuell markierten (Tumor-) Bereiche zu sehen und können so direkt anvisiert werden.

3 Ergebnisse

Die hier vorgestellte Anwendung ermöglicht die schnelle und genaue Plazierung von Interstitiellen Hohlnadeln zur Bestrahlung in der Brachytherapie. Die Geometriedaten der Nadeln können an ein gängiges Bestrahlungsplanungssystem exportiert werden. Mit Stichversuchen an einem Phantom wurde die Genauigkeit des Systems ermittelt: Bei 120 Nadeln (20 cm Länge) lag die Abweichung von einem Zielpunkt zwischen 2,0 und 4,1 mm. Das System befindet sich zur Zeit in einer Evaluierung in der Strahlenklinik der Städtischen Kliniken Offenbach. Erste Erfahrungen mit Patienten sind vielversprechend.

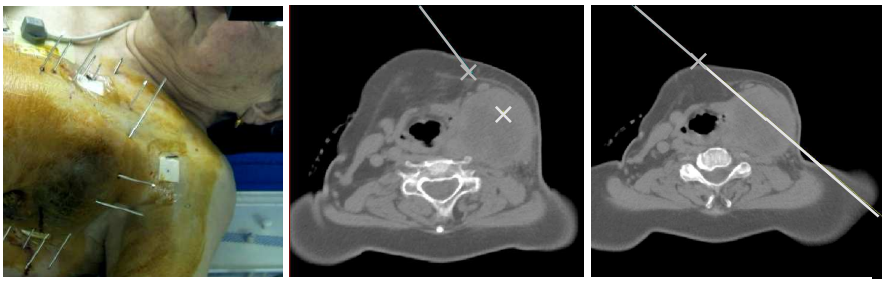

Abb. 1: Patient mit Interstitiellen Nadeln (links), Darstellungen bei der Navigation: beliebiges transversales Schnittbild mit Projektion der Nadel und virtuellem Durchstoßpunkt (mitte), Schnittbild der Nadelschnittebene mit Nadel und weiterer Stichrichtung (rechts)

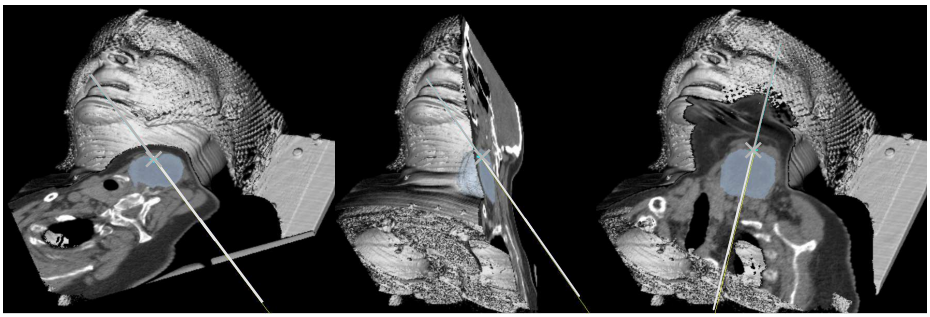

Abb. 2: 3 Darstellungen der Nadelschnittebene auf einer Volume Rendering Oberflächendarstellung mit Nadel und Nadelstichrichtung, Nadelspitze und weiterer Nadelstichrichtung.

4 Literatur

1. R.Ohbuchi, D.Chen, H.Fuchs: Incremental Volume Reconstruction and Rendering for 3D Ultrasound Imaging, SPIE Visualization in Biomedical Computing, pp. 312-323, 1992.
2. M. Levoy: Display of Surfaces from Volume Data, IEEE Computer Graphics and Applications, Vol. 8,pp. 29-37, May 1988
3. I.-K. K. Kolkman Deurloo, A.G. Visser, M. H. M. Idzes, P. C. Levendag, Reconstruction accuracy of dedicated localiser for filmless planning in intra-operative brachytherapy, Radiotherapy & Oncology 44 (1997) 73-81
4. J.M. Vaeth (Ed.), Intraoperative Radiation Therapy in the Treatment of Cancer, Front Ther. Oncol., Basel, Karger, 1997, Vol 31
5. S. Walter, G. Straßmann, M. Schmitt, InViVo-IORT - Ein System zur Qualitätskontrolle in der Intra Operativen Radiotherapie, Bildverarbeitung für die Medizin, Heidelberg, März 1999