Multimodale Bildauswertung zur rechnergestützten Bestrahlungsplanung von Augentumoren

Sebastian Nöh[1], Klaus Haarbeck[1], Norbert Bornfeld[2] und Thomas Tolxdorff [1]

[1] Institut für Medizinische Statistik, Epidemiologie und Informatik
[2] Augenklinik und Poliklinik
Universitätsklinikum Benjamin Franklin (UKBF)
Freie Universität Berlin, Hindenburgdamm 30, D-12200 Berlin
Email: noeh@medizin.fu-berlin.de

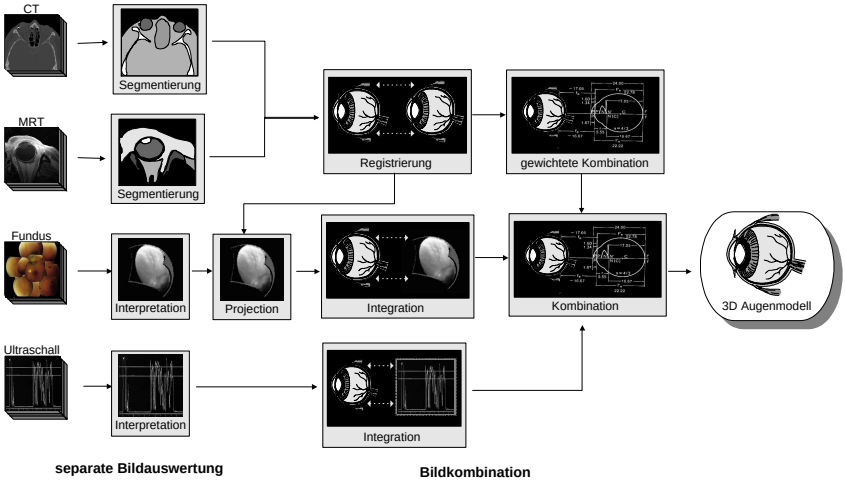
Zusammenfassung. Bei dem zugrundeliegenden Projekt wird eine Verbesserung der aktuellen Bestrahlungstherapie von intraokularen Tumoren durch den Einsatz von Protonenstrahlen angestrebt. Ausgehend von CT-Schnittbildern, MRT-Schnittbildern, Fundusphotographien und Ultraschallaufnahmen wird ein Bestrahlungmodell für die Durchführung der Bestrahlungstherapie ermittelt. Durch wissensbasierte Bildauswertung und Kombination aller zur Verfügung stehenden Informationen erreicht dieses Modell eine Präzision, die eine Ausnutzung der Dosierungsgenauigkeit von Protonenstrahlen erst möglich macht.

Schlüsselwörter: Segmentierung, Registrierung, Bestrahlungsplanung

1 Einleitung

Aktuelle Verfahren der Strahlentherapie, die vorwiegend auf Röntgenstrahlen oder radioaktiven Elementen basieren, können durch die Anwendung von Protonenstrahlen deutlich verbessert werden. Die Absorptionseigenschaften der Protonenstrahlen ermöglichen Dosierungsgenauigkeiten von deutlich unter einem Millimeter sowohl in axialer als auch in lateraler Ausbreitungsrichtung [1,2]. Dadurch können Dosisverteilungen im Zielvolumen maximiert und Schädigungen von umgebendem physiologischem Gewebe effektiv vermieden werden [3]. Grundlage für eine solche Verbesserung der Bestrahlungstherapie ist ein präzises Bestrahlungsmodell, das die physiologischen und pathologischen Strukturen im Bereich der Orbita des Patienten präzise nachbildet. Aktuelle Ansätze zur Bestrahlungsplanung basieren in ihrer Bestrahlungssimulation auf schematischen Augenmodellen, wie dem Gullstrandschen Normalauge [4,5]. Das Modell wird dabei zur Anpassung an das Auge des Patienten anhand des Bulbusdurchmessers aus CT-, Ultraschall- oder anderen Bilddaten in den drei Raumachsen verzerrt. Bei diesen Ansätzen kommt es zu grundlegenden Fehlern bei der Bestimmung der Bestrahlungsparameter, da sich in den meisten Fällen die Form des menschlichen Auges deutlich von den schematischen Modellen unterscheidet. Bereits Abweichungen von wenigen Millimetern können den Verlust des Augenlichts oder das unvollständige Abtöten des Tumors bedeuten, da die zu bestrahlenden Tumoren und essentiellen Strukturen wie Makula und Papille eng beieinander liegen. In dem hier beschriebenen Projekt wird eine Verbesserung der Bestrahlungstherapie von intraoku-

Abbildung 1: Bildverarbeitungspipeline zur Bestimmung des Bestrahlungsmodells



laren Tumoren mittels Protonenstrahlen angestrebt. Ausgehend von CT-Schnittbildern, MRT-Schnittbildern, Fundusphotographien und Ultraschallaufnahmen wird ein Bestrahlungsmodell ermittelt, das durch die angepaßte Kombination aller zur Verfügung stehenden Informationen die Präzisionsanforderungen erfüllt. Die CT-Daten dienen wegen der großen Darstellungskorrektheit und der Abbildung der Absorptionskoeffizienten der einzelnen anatomischen Strukturen als Grundlage für die Bestrahlungssimulation. Die schlechte Grauwertauflösung im Bereich der Weichgewebsstrukturen erfordert zusätzlich die Verwendung von hochauflösenden MRT-Daten, die eine zuverlässige Segmentierung der einzelnen Strukturen, wie Bulbus, Linse, Papilla und Tumor ermöglichen. Fundusphotographien erweisen sich bei der Bestimmung der Abstände zwischen Papilla, Makula und Tumor als besonders wertvoll, da ihre Darstellungskorrektheit im lateralen Bereich des Auges außerordentlich groß ist. Die Kenntnis dieser Abstände spielt eine besondere Bedeutung für die Bestrahlungplanung, wenn Tumor und essentielle Strukturen sehr eng beieinander liegen und somit die Präzision des Modells über Erfolg und Nebeneffekte der Therapie entscheidet. Die Ultraschalltiefenmessung erlaubt eine präzise Rekonstruktion der Distanzen zwischen den einzelnen anatomischen Strukturen entlang der Transducer-Achse. Sie kann für eine zuverlässige Verifikation des zuvor bestimmten Augenmodells herangezogen werden.

2 Bildverarbeitungskonzept

Die Bildverarbeitung ist in zwei Verarbeitungseinheiten untergliedert. In der ersten wird durch Segmentierung eine inhaltliche Interpretation der unterschiedlichen Bilddaten gewonnen. In der zweiten werden die Ergebnisse durch eine angepaßte Registrierung oder Integration in einem Augenmodell vereint. Ein wissensbasierter Ansatz zur semiautomatischen Bildauswertung reduziert den Arbeitsaufwand für den Benutzer, um die Kosten für die Bestrahlungsplanung trotz des großen Datenvolumens in einem für die klinische Praxis akzeptablen Rahmen zu halten.

Die semiautomatische Bildauswertung orientiert sich in ihrer Konzeption an der Wahrnehmung von visuellen Informationen durch den Menschen. Bildmaterial wird in Form von Hypothese-Verifikation Ansätzen auf unterschiedlichen Komplexitäts- und Abstraktionsebenen analysiert. Die Interpretationsschritte sind in die Einheiten „preattentive stage“, „preattentive analysis“, „attentive analysis“ und „overall interpretation“ untergliedert. Die einzelnen Bearbeitungsmodule werden mittels Skripten, Statistiken, Heuristiken und objektspezifischen Beschreibungen realisiert. Auswahl und Parametrisierung der angewandten Bildverarbeitungsalgorithmen werden auf der Basis von bereits bearbeiteten und in einer Falldatenbank abgelegten Fällen abgeleitet. Um Bildverarbeitungsergebnisse und die Fälle in der Datenbank miteinander zu korrelieren, werden Ähnlichkeiten mittels direkter Bildvergleiche oder Klassifikation von Parametern durchgeführt. Direkte Bildvergleiche werden mittels cepstraler Analysen realisiert. Analyseparameter werden mittels des Bayes-Klassifikators mit den Werten der Datenbank verglichen. Eine Beschreibung dieses Ansatzes zur wissensbasierten Bildverarbeitung findet sich in [6].

2.1 Segmentierung und Interpretation

CT- und MRT-Daten werden mit verschiedenen Segmentierungsverfahren bearbeitet, die in der gängigen Literatur beschrieben wurden. Verfahren wie Snakes, Region-Growing oder Thresholding werden an das zu segmentierende Objekt angepaßt und auf das Bildmaterial angewandt. Auswahl und Parametrisierung der Verfahren stützt sich auf dem Wissen der zuvor behandelten Fälle und dem abgeleiteten Wissen über das aktuell bearbeitete Bildmaterial. Anschließend werden die Ergebnisse aus den einzelnen Schichten zu dreidimensionalen Objektmodellen zusammengesetzt. In den Fundusphotographien werden Farbwert-basierte Region-Growing-Verfahren angewandt, um Papilla und Makula automatisch zu segmentieren. Liegen keine Anomalien wie Netzhautablösungen vor, lassen sich beide Objekte leicht durch ihre jeweils gelbe und dunkle Einfärbungen ermitteln. Tumoren sind aufgrund ihrer komplexen und lokal schwach ausgeprägten Texturierung nur sehr schwer zu bestimmen. Daher wird in diesem Fall auf eine manuelle Segmentierung zurückgegriffen. Bei den Ultraschallaufnahmen markiert der behandelnde Arzt schon während der Untersuchung die Positionen von Tumor und Sklera. Die Interpretation des Bildmaterials liegt in dem manuellen Markieren dieser Punkte und dem Hinzufügen des Eintrittspunktes an der Kornea.

2.2 Registrierung und Kombination

Aufgrund der stark variierenden Bildeigenschaften müssen unterschiedliche Strategien zur Kombination der Interpretationsergebnisse angewandt werden. CT- und MRT-Daten werden in zwei Schritten miteinander korreliert. Im ersten werden beide Datensätze auf der Basis der ermittelten Augenmodelle grob aneinander ausgerichtet. Dabei wird zunächst der translatorische Unterschied durch das Zusammenfassen der Massenzentren der beiden Bulbi eliminiert. Anschließend werden die Vektoren zur Linse, den Markern und der Papille benutzt, um den Rotationsunterschied festzustellen. Auf der Basis des mittleren Bulbusdurchmessers wird eine Skalierung der beiden Datensätze durchgeführt. Im zweiten Schritt werden beide Datensätze durch die gewichtete Kom-

bination von oberflächenbasierter und landmarkenbasierter Registrierung miteinander korreliert. Hierzu sind zunächst beide, durch Partialvolumeneffekte zum Teil unvollständigen Datensätze sinnvoll zu interpolieren. Die Interpolation wird durch einen modifizierten Ansatz der Surface-based-deformation-Methode (Warping) erreicht. Die Unterschiede unseres Ansatzes zu gängigen Warping-Verfahren [10,11] bestehen vor allem in dem automatischen Finden der Korrespondenzvektoren und der Interpolation der Deformationen mittels eines Catmull-Rom-Splines. Die oberflächenbasierte Registrierung wird durch die Erweiterung des Warping-Ansatzes auf die dritte Dimension erreicht [6]. Die landmarkenbasierte Registrierung wird auf die Marker und die Papille angewandt. Korrespondierende Landmarken werden mittels dreidimensionaler Visualisierung [7] interaktiv eingegeben. Anschließend werden die Korrespondenzvektoren mittels Radial-Basis-Funktionen interpoliert [8] und lokal gewichtet mit den Korrespondenzvektoren der oberflächenbasierten Registrierung kombiniert. Wichtungskriterium bei der Kombination ist der Abstand der betrachteten Korrespondenzvektoren zu ihren jeweiligen Registrierungsreferenzen.

Die Korrelation der Fundusaufnahmen mit dem Augenmodell aus CT- und MRT-Daten wird durch die folgenden Schritte ermöglicht: Auf der Basis des Augenmodells werden die Voxel der Bulbusoberfläche aus CT- und MRT-Daten auf eine Ebene projiziert [9]. Ein gleichzeitig projizierter Kreis mit zwei Millimeter Durchmesser kann mit der Papille, die einen nahezu konstanten Durchmesser von 1,2 Millimetern aufweist, zur Skalierungsanpassung angewandt werden. Die Papillen der Fundusaufnahme und des projizierten Bildes werden zentriert und anschließend der Rotationsunterschied anhand der Marker eliminiert. Im letzten Schritt werden die Fundusaufnahmen mit den gleichen Parametern wie im ersten Schritt zurück projiziert, um die Fundusaufnahmen mit den drei dimensionalen CT- und MRT-Daten zu korrelieren.

Um die Ultraschalltiefenmessung auf das Augenmodell anzuwenden, sind zunächst Position und Einfallswinkel des Transducers während der Aufnahme zu rekonstruieren. Derzeit werden die Ärzte angehalten den Transducerkopf im Zentrum der Pupille möglichst senkrecht zu halten. Anschließend können die Distanzen mit jenen des Augenmodells verglichen werden. Kommt es zu deutlichen Abweichungen, sind die Bildverarbeitungsschritte zu revidieren, um mögliche Fehlerquellen zu eliminieren.

3 Ergebnisse und Diskussion

Die wissensbasierte Bildverarbeitung zeigte gute Segmentierungsergebnisse für Objekte wie Hintergrund, Bulbus, und Linse (Abb. 2a). Da jedoch Objektkanten durch Partialvolumeneffekte oft unregelmäßig wurden, werden im weiteren Verlauf des Projektes bei Objekten mit spezifischen Oberflächeneigenschaften die Segmentierungsergebnisse verbessert, indem Umrißlinien kontextabhängig modifiziert werden. Die Anpassung der regionenbasierten Segmentierungsverfahren konnten einfach und stabil realisiert werden. Das Snakes-Verfahren endet hingegen oft in lokalen Minima, da interne und externe Energiefunktion global und mit eingeschränkten Anpassungsmöglichkeiten definiert sind. Daher wird die Energiefunktion zukunftig modellbasiert mit lokal begrenzbaren Grauwert- und Kontureigenschaften konstituiert.

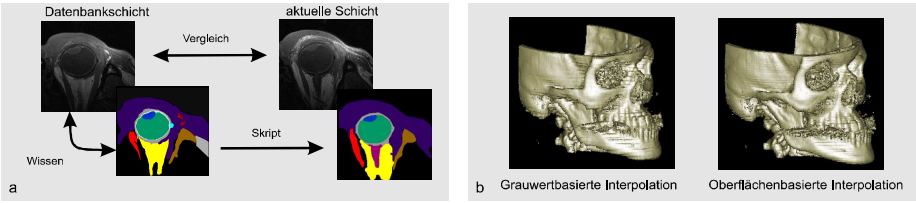


Abbildung 2: Ergebnisse der wissensbasierten Segmentierung und der Interpolation

Die oberflächenbasierte Interpolation produzierte gute Ergebnisse mit weichen Objektoberflächen (Abb. 2b). Unser Algorithmus für die automatische Bestimmung der Korrespondenzvektoren für die oberflächenbasierte Interpolation und Registrierung arbeitet stabil und stimmt mit den von einer Versuchsperson intuitiv eingegebenen weitgehend überein. Durch die immer besser werdenden Auflösungen von CT- und MRT-Daten wird die Interpolation von Datensätzen jedoch an Bedeutung verlieren. Notwendig sind statt dessen Objektparametrisierungen, die Fehler oder Löcher in den Modellen detektieren und durch angepaßte Interpolation kompensieren.

Wir bedanken uns bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die Förderung dieses Projektes unter der Fördernummer (To 108/7-1).

4 Literatur

1. U Linz: Tumortherapie mit Ionenstrahlen. Spektrum der Wissenschaft 6/1996, 70-79, 1996.
2. W Schlegel. Impact of 3D Treatment Planning on Treatment Techniques. In Pierre Minet, editor, Three-Dimensional Treatment Planning, pages 131-142. Service d'oncologie radiothèrapie, Lieége, Belgique, 1993.
3. A Höss, J Debus, R Bendl, R Engenhart-Cabillic, und W Schlegel: Computerverfahren in der dreidimensionalen Strahlentherapieplanung. Radiologe 35, 583-586, 1995.
4. DD Michaels. Visual Optics and Refraction: A Clinical Approach. The CV Mosby Company, St. Louis, Missouri, USA, 1985.
5. M Goitein and T Miller: Planing proton therapy of the eye. Med Phys 10, 275-283, 1983.
6. S Nöh, K Haarbeck, N Bornfeld, and T Tolxdorff. Knowledge-based Image Processing for Proton Therapy Planning of Ocular Tumors. In Kenneth M Hanson, editor, SPIE-Mathematical Methods in Medical Imaging, volume 25, San Diego, USA, 1998.
7. P Neumann, G Faulkner, M Krauss, T Tolxdorff und B Hoffmeister: 3-D-Visualisierung in Echtzeit zur intraoperativen Navigationsunterstützung. 42. Jahrestagung der GMDS, Ulm, 15-18. September 1997.
8. D Ruprecht, R Nagel, and H Mueller. Spatial Free Form Deformation with Scattered Data Interpolation Methods. Computer and Graphics, 19:63-72, 1995.
9. MDC Evans, MA Astrahan, and R Bate: Tumor Localization Using Fundus View Photography for Episcleral Plaque Therapy. Med Phys 20, 769-775, 1993.
10. D Ruprecht and H Mueller. Deformed Cross-Dissolves for Image Interpolation in Scientific Visulization. In Workshop Freiburg, volume 1, pages 1-15, Freiburg, 1994.
11. S Sandor and R Leahy. Surface-Based Labeling of Cortical Anatomy Using a Deformable Atlas. IEEE Trans. On Medical Imaging, 16:41-53, 1997.