

Modellbasierte Auswertung von dreidimensionalen Schnittbilddaten der Orbita

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde der Naturwissenschaften

im Fachbereich Medizinische Informatik der

Freien Universität Berlin

Universitätsklinikum Benjamin Franklin

Institut für Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie

Hindenburgdamm 30

12200 Berlin

vorgelegt von

Sebastian von Klinski

aus Berlin

2001

Referent: Prof. Dr. T. Tolxdorff

Korreferent: Prof. Dr. R. Rojas

Disputation: 13.12.2001, Thema: Aktuelle Ansätze der Künstlichen
Intelligenz in der Medizin

Abstract, deutsch

In dieser Arbeit wird ein Ansatz zur modellbasierten Bildverarbeitung von hochaufgelösten CT- und MRT-Daten der Orbita beschrieben. Die Zielsetzung des in dieser Arbeit entwickelten Bildverarbeitungsansatzes bestand in der semiautomatischen Auswertung der Daten zur Rekonstruktion eines Bestrahlungsmodells für die Strahlentherapie von Augentumoren. Dabei sollte der interaktive Arbeitsaufwand für die Auswertung der Daten minimiert werden, die Qualität der Ergebnisse und die Benutzerfreundlichkeit hingegen sollten optimiert werden.

Der Bildverarbeitungsansatz wurde für die Protonentherapie von Augentumoren entwickelt. Um die Möglichkeiten der hohen Dosierungspräzision der Protonenstrahlung auszunutzen, mußte der Bildverarbeitungsalgorithmus eine hohe Segmentierungskorrektheit aufweisen. Andererseits mußte die Auswertung des Bildmaterials so weit wie möglich automatisiert werden, da eine manuelle Segmentierung von 150 bis 300 Bildschichten, die im Rahmen der Bestrahlungsplanung anfallen, nicht möglich ist.

Als einer der wichtigsten Parameter zur Umsetzung eines Verfahrens, das den Anforderungen entspricht, wurde das Vorwissen identifiziert, das über das zu bearbeitende Bildmaterial vorliegt und während des Verarbeitungsprozesses zur Anwendung kommt. Aufsetzend auf dem Case-based-Reasoning-Ansatz wurden dementsprechend vollständig segmentierte Datensätze als Musterlösungen in einer Falldatenbank zusammengefaßt. Um die Segmentierung eines aktuellen Datensatzes durchzuführen, wurde zunächst ein ähnlicher Datensatz aus der Falldatenbank geladen. Als Ähnlichkeitskriterium für diese Selektion wurden der Bildmodus, die Schichtorientierung und die Übereinstimmung in den Proportionen des Auges gewählt. Für die Umsetzung der Segmentierung wurde ein komparativer Segmentierungsansatz entwickelt, der auf dem Snakes-Verfahren basiert. Um die Musterlösung in den Segmentierungsprozeß einzubinden, wurden die Energiedefinitionen des Snake modifiziert. Für die interne und externe Energie kamen geometrische und bildbasierte Vergleichsfunktionen zur Anwendung.

Die Verwendung von dreidimensionalen Segmentierungsvorlagen, die automatisch der Segmentierung zugrunde gelegt werden, ermöglicht die Einbeziehung von umfangreichem Vorwissen über die Eigenschaften des Bildmaterials, die Darstellung der betreffenden Organe, die Charakteristiken der Kantenstrukturen, die räumliche Anordnung der Organe zueinander und die dreidimensionale Geometrie der Organe. Der fallbasierte Segmentierungsansatz erwies sich als komfortabel und benutzerfreundlich, da bearbeitete Fälle ohne zusätzlichen Arbeitsaufwand der Datenbank hinzugefügt werden konnten. Eine Anpassung an unterschiedliche Aufgabenstellung kann problemlos durch ein Austauschen der Referenzdatenbank erreicht werden. Nach der Eingabe von Referenzmarken wurde die Selektion des Referenzfalls und die Anwendung der Segmentierung automatisch durchgeführt.

Die automatisch berechneten Segmentierungsergebnisse wiesen eine hohe Korrektheit auf, die in umfangreichen Tests interindividuelle manuelle Segmentierungsergebnisse übertrafen. Lediglich intraindividuelle Tests konnten größere Übereinstimmungen zwischen einer vorgegebenen Segmentierung und einer manuell angefertigten Segmentierung erreichen. Die entwickelten Verfahren wurden um eine modellbasierte Interpolation und Registrierung erweitert, um die Segmentierungsergebnisse für eine Kombination unterschiedlicher Bilddatensätze und Bildmodi anzuwenden. Die durchgeführten Tests belegten, daß der in dieser Arbeit dargestellte modellbasierte Bildverarbeitungsansatz ein erfolgreiches Lösungskonzept für die Segmentierung, Interpolation und Registrierung von multimodalen medizinischen Bilddatensätzen darstellt.

Abstract, English

In the underlying dissertation a new approach towards model-based image processing of high-resolution CT and MRI images is described. The aim of this project was to develop a semi-automatic segmentation approach of medical data that allows the reconstruction of an irradiation model for the proton therapy of eye cancer. The usage of the image-processing algorithm was to require as few as possible interactions by a user while the correctness and the usability were to be optimized.

Especially, the precision requirements were very high in order to leverage the high dose precision of proton therapy. On the other side, a viable alternative to the manual segmentation was to be found as the workload connected to the manual evaluation of 150 to 300 image slices were unacceptable.

The investigations had shown that a critical factor to achieve the aimed at targets was the preliminary knowledge about the image material and the organs that are to be segmented. Based on the case-based reasoning approach a new image processing technique has been developed that performs a comparative segmentation using previously segmented data sets. These data sets are similar to the data set that is to be segmented with respect to content and imaging characteristics. They had been segmented by an expert within the clinical routine and are now reused as exemplary expected results. For the segmentation of a current data set, one of the exemplary solutions is retrieved from the case database using similarity criteria. Image type, slice orientation, and similarity in eye proportions were used to calculate the similarity of the data sets. To perform the segmentation a modified snake approach was adopted. Internal and external energy definitions were based on comparative similarity measures to perform a comparative segmentation that takes the expected segmentation result into account.

The usage of three-dimensional exemplary segmentations allows the inclusion of comprehensive knowledge about the expected properties of the image data, the representation of the organs of interest, the characteristics of the boundaries, the spatial arrangement, and the geometry of the organs. The case-based segmentation approach proved to be comfortable and user-friendly. No additional work was necessary to generate new cases for the case database after a data set had been segmented and an expert had confirmed the correctness of the segmentation. Adjustment to other organs and tasks can be achieved by replacing the according case database.

The tests proved the model-based segmentation approach to be precise and reliable. Only intra-individual manual segmentations provided a higher consistency and correctness. Still, the model-based segmentation approach achieved better results than inter-individual manual segmentations. The segmentation approach had been extended by a model-based interpolation and registration reusing major parts of the methodology to achieve multi-modal image integration. The performed tests confirmed the good results of the described model-based image processing approach as a reliable technique for the segmentation, interpolation, and registration of medical data sets.

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt...

Herrn Professor Thomas Tolxdorff für die stetige Unterstützung bei der Umsetzung dieser wissenschaftlichen Arbeit. Explizit erwähnen möchte ich den Einsatz von Herrn Professor Tolxdorff zur Schaffung der stets ausgezeichneten apparativen Ausstattung und die Gewährung eines großen wissenschaftlichen Freiraums, der sich sehr förderlich auf die Arbeiten ausgewirkt hat,

meinen Projektmitarbeitern Claus Derz, Andreas Glausch, David Weese, Georg Haupt und Holger Kunz, die jeder für sich einen wichtigen Beitrag zu dem Gesamtprojekt beigesteuert haben,

Herrn Professor Bornfeld, Herrn Professor Foerster, Dr. Bechrakis und Frau Bröskamp für die Hilfestellungen bei der Erstellung von Modelldaten und der Auswertung der medizinischen Datensätze,

Herrn Jürgen Braun für die Unterstützung und Geduld bei der zeitintensiven Akquisition von MRT-Aufnahmen der künstlichen Modelle,

meinen Institutskollegen Dr. Dr. Johannes Bernarding, Dirk Siebert, Patrick Neumann und Armin Schulz für die hilfreichen und anregenden Diskussionen im Rahmen der regelmäßigen institutsinternen Seminare,

dem Korreferenten Herrn Professor Rojas für die freundliche und interessierte Begutachtung dieser Arbeit,

Petra Grigoleit, die mich durch ihre Rücksichtnahme und die persönliche Unterstützung stets gefördert hat.

Berlin, den 31.04.2001

Sebastian von Klinski

Vorwort

Diese Promotionsarbeit beschreibt die Grundlagen, Konzepte und Ergebnisse eines neuen Bildverarbeitungsansatzes, der sich mit einer dezidierten Problemstellung aus dem Themenkomplex der medizinischen Bildverarbeitung beschäftigt. Der Anwendungszweck der medizinischen Bildverarbeitung liegt in der Unterstützung des Arztes bei der Diagnosestellung, Therapieplanung und Beobachtung von pathologischen Gewebeveränderungen bei einem Patienten. Es ist schwer, einen umfassenden Überblick über die verschiedenen Problemstellungen der medizinischen Bildverarbeitung zu bekommen, weil das in der Medizin genutzte Bildmaterial, die Anwendungsbereiche und –techniken ebenso vielfältig sind wie die vielen zugeordneten Fachbereiche der Medizin und medizinnahen Fächer. Auch die Methoden und Zielsetzungen der einzelnen Verfahren sind so unterschiedlich, daß die in dieser Arbeit beschriebenen Lösungskonzepte maßgeblich von den zugrunde gelegten medizinischen Rahmenbedingungen geprägt sind.

Ausgangspunkt dieser Arbeit war ein interdisziplinäres Forschungsvorhaben, das sich mit der Strahlentherapieplanung von Augentumoren beschäftigt. Als Gesamtziel definierten die Antragsteller die Konzeption und Realisierung eines Therapieverfahrens, das in der Präzision den aktuellen Verfahren überlegen sein sollte. Dieses Ziel sollte erreicht werden, indem ein präzises Bestrahlungsmodell des Auges bestimmt und anschließend einer Bestrahlungsplanung zugrunde gelegt wird. Der durch Simulation optimierte Bestrahlungsplan soll dann mittels einer entsprechenden Therapieeinrichtung umgesetzt werden. Die Heilungschancen für den Patienten sollten verbessert und die Wahrscheinlichkeit von unerwünschten Nebeneffekten und Komplikationen reduziert werden. Dieses Ziel sollte vor allem durch das Ausnutzen der Vorteile der Protonenstrahltherapie erreicht werden.

Die Behandlung von Tumoren mittels Protonenbestrahlung weist beträchtliche Vorteile gegenüber üblichen Behandlungsmethoden auf, die auf Röntgenstrahlen oder Betastrahlen basieren. Diese Vorteile resultieren weitgehend aus den besseren Möglichkeiten, die applizierten Strahlendosen auf definierte Volumina des Zielobjektes zu beschränken. Dadurch kann die applizierte Dosisverteilung besser auf pathologischen Gewebereiche konzentriert werden, während gesunde Gewebereiche effektiver von der Strahlung ausgespart bleiben.

Durch diesen Vorteil hat sich die Protonenbestrahlung in den letzten Jahren in wachsendem Maße in der therapeutischen Anwendung etablieren können. Durch die geringe Größe des Auges und der benachbarten Organe stellt die erhöhte Präzision der Protonenstrahltherapie eine wichtige Möglichkeit für die Verbesserung der bulbuserhaltenden Therapie von intraokularen Tumoren dar. In Aussicht steht eine erhöhte Erfolgsquote bei der Behandlung des Tumors, während durch das Aussparen der essentiellen Augenstrukturen die Sehfähigkeit des Patienten erhalten werden kann.

Um die Vorteile der Protonenstrahltherapie vollständig ausnutzen zu können, ist ein genaues Bestrahlungsmodell nötig, in dem die Anatomie des Patientenauges und des Tumors präzise beschrieben wird. Gegenwärtig wird weltweit die Protonentherapie von Augentumoren unter Zuhilfenahme der Bestrahlungssoftware EYEPLAN geplant und optimiert. Die von M. Goitin 1983 entwickelte Software entspricht in ihrer Methode zur Rekonstruktion des Bestrahlungsmodells den damaligen diagnostischen und therapeutischen Möglichkeiten. Aufgrund des Mangels an präzisem dreidimensionalem Bildmaterial stützt

EYEPLAN die Rekonstruktion des Bestrahlungsmodells auf grobe zweidimensionale Distanzmessungen, anhand derer ein nach heutigen Erkenntnissen widerlegtes Augenmodell angepaßt wird. Die mit dieser Rekonstruktionsmethode verbundenen Ungenauigkeiten machen zur Sicherstellung des gewünschten Therapieerfolges eine deutliche Ausweitung des Zielvolumens erforderlich, wodurch die Ausnutzung der Vorteile der Protonenstrahltherapie eingeschränkt wird.

Die aktuellen Fortschritte bei der Weiterentwicklung medizinischer Bildgebungsverfahren erlauben eine verbesserte dreidimensionale Rekonstruktion der Patientenanatomie im Bereich der Orbita. Die in dieser Arbeit beschriebenen Entwicklungsarbeiten beschäftigen sich mit dem Bildverarbeitungsteil, der für eine verbesserte Strahlentherapie von Augentumoren erforderlich ist. Dementsprechend werden die computergestützten Bildverarbeitungsalgorithmen beschrieben, die für die Rekonstruktion eines präzisen Bestrahlungsmodells nötig sind. Die Entwicklung einer Software für die Bestrahlungsplanung wird durch ein Forschungsprojekt am Deutschen Krebsforschungszentrum in Heidelberg (DKFZ) abgedeckt. Der Aufbau einer geeigneten Einrichtung zur Umsetzung der Bestrahlungsdurchführung wurde durch das Hahn-Meitner-Institut in Berlin übernommen.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-------------|
| DANKSAGUNG | I |
| VORWORT | II |
| INHALTSVERZEICHNIS | IV |
| ABBILDUNGSVERZEICHNIS | VIII |
| KAPITEL 1 EINLEITUNG | 1 |
| KAPITEL 2 MOTIVATION UND PROBLEMSTELLUNG | 3 |
| 2.1 THERAPIE VON INTRAOKULAREN TUMOREN | 3 |
| 2.1.1 Röntgentherapie..... | 4 |
| 2.1.2 Brachytherapie..... | 4 |
| 2.1.3 Protonenstrahltherapie | 5 |
| 2.1.4 Das aktuelle Verfahren zur Bestrahlungsplanung von Augentumoren..... | 9 |
| 2.2 RAHMENBEDINGUNGEN DES PROJEKTES | 11 |
| 2.3 DAS BILDMATERIAL..... | 11 |
| 2.3.1 CT-Daten..... | 12 |
| 2.3.2 MRT-Daten..... | 13 |
| 2.3.3 Fundusaufnahmen..... | 16 |
| 2.3.4 Ultraschalldaten..... | 17 |
| 2.3.5 Bewertung des Bildmaterials | 17 |
| 2.3.6 Kombination unterschiedlicher Bilddaten | 18 |
| 2.4 BILDVERARBEITUNG FÜR DIE STRAHLENTHERAPIE VON AUGENTUMOREN..... | 19 |
| 2.4.1 Bildmaterial für die Strahlentherapie | 19 |
| 2.4.2 Problemstellung der Bildverarbeitung..... | 21 |
| 2.5 AUFGABENSTELLUNG FÜR DIE VORLIEGENDE ARBEIT..... | 22 |
| KAPITEL 3 AKTUELLE KONZEPTE DER BILDVERARBEITUNG | 23 |
| 3.1 DAS PROBLEM „BILDVERARBEITUNG“ | 23 |
| 3.2 BILDEIGENSCHAFTEN | 26 |
| 3.2.1 Bildgegenstand und Bildinhalt | 27 |
| 3.2.2 Darstellungseigenschaften..... | 28 |
| 3.3 ANATOMIE UND PHYSIOLOGIE DES AUGES..... | 28 |
| 3.4 VISUELLE PERZEPTION..... | 31 |
| 3.5 ANSÄTZE ZUR BESCHREIBUNG DES BILDERKENNUNGSPRINZIPS..... | 33 |
| 3.6 WISSENSBASIERTER BILDVERARBEITUNG..... | 36 |
| 3.6.1 Das Wissen in Bildern..... | 38 |

| | | |
|------------------|---|-----------|
| 3.6.2 | <i>Wie kann Wissen kodiert und angewandt werden?</i> | 39 |
| 3.6.3 | <i>Wissensrepräsentation für die medizinische Bildverarbeitung</i> | 42 |
| 3.6.4 | <i>Die Wissensquelle</i> | 43 |
| 3.6.5 | <i>Der Problemlösungsprozess</i> | 44 |
| 3.7 | KONZEPTE DER BILDVERARBEITUNG | 46 |
| 3.8 | SEGMENTIERUNG | 47 |
| 3.8.1 | <i>Interaktive Segmentierungsverfahren</i> | 48 |
| 3.8.2 | <i>Punktorientierte Klassifikationsverfahren</i> | 49 |
| 3.8.3 | <i>Regionenorientierte Verfahren</i> | 51 |
| 3.8.4 | <i>Kantenorientierte Verfahren</i> | 52 |
| 3.8.5 | <i>Transformationsverfahren</i> | 53 |
| 3.8.6 | <i>Modellbasierte Verfahren</i> | 53 |
| 3.8.7 | <i>Wissensbasierte Verfahrenskombinationen</i> | 54 |
| 3.8.8 | <i>Neuronale Netze</i> | 54 |
| 3.8.9 | <i>Snake</i> | 55 |
| 3.8.9.1 | <i>Interne Energie</i> | 56 |
| 3.8.9.2 | <i>Problem der internen Energiedefinition</i> | 57 |
| 3.8.9.3 | <i>Externe Energie</i> | 57 |
| 3.8.9.4 | <i>Probleme der externen Energiedefinition</i> | 59 |
| 3.8.9.5 | <i>Gesamtenergie</i> | 59 |
| 3.8.9.6 | <i>Modifikationen des Snake-Ansatzes</i> | 60 |
| 3.8.10 | <i>Zusammenfassung</i> | 60 |
| 3.9 | OBERFLÄCHENREKONSTRUKTION | 61 |
| 3.9.1 | <i>Triangulation mittels Optimierung</i> | 63 |
| 3.9.2 | <i>3D Delaunay-Triangulation</i> | 64 |
| 3.9.3 | <i>Topologiebasierte Triangulation</i> | 67 |
| 3.9.4 | <i>Zusammenfassende Beurteilung</i> | 68 |
| 3.10 | INTERPOLATION | 69 |
| 3.11 | REGISTRIERUNG | 72 |
| 3.11.1 | <i>Korrelations- und statistische Registrierungsverfahren</i> | 74 |
| 3.11.2 | <i>Mutual Information</i> | 74 |
| 3.11.3 | <i>Referenzbasierte Registrierungsverfahren</i> | 78 |
| 3.11.4 | <i>Modellbasierte Registrierungsverfahren</i> | 78 |
| KAPITEL 4 | METHODEN | 79 |
| 4.1 | MODELLBASIERTE SEGMENTIERUNG | 80 |
| 4.1.1 | <i>Zerlegen des Problems „Segmentierung“</i> | 80 |
| 4.1.2 | <i>Konzept der modellbasierten Segmentierung</i> | 82 |
| 4.1.3 | <i>Das Referenzmodell</i> | 84 |
| 4.1.4 | <i>Die Referenzdatenbank</i> | 86 |
| 4.1.5 | <i>Definition der Ähnlichkeitsparameter</i> | 87 |
| 4.1.6 | <i>Bestimmen des aktuellen Bildkontextes</i> | 90 |
| 4.1.6.1 | <i>Bestimmen des allgemeinen Bildkontextes</i> | 93 |
| 4.1.6.2 | <i>Auswahl des Master-Referenzmodells</i> | 94 |
| 4.1.6.3 | <i>Plazieren der Landmarken</i> | 94 |
| 4.1.6.4 | <i>Landmarkenbasierte Registrierung von Master-Referenzmodell und aktuellem Datensatz</i> | 95 |
| 4.1.6.5 | <i>Bestimmen der groben Segmentierung</i> | 103 |
| 4.1.6.6 | <i>Berechnen der Darstellungseigenschaften</i> | 105 |
| 4.1.7 | <i>Übertragen des Vorwissens</i> | 105 |
| 4.1.7.1 | <i>Auswahl eines ähnlichen Referenzmodells</i> | 106 |

| | |
|--|------------|
| 4.1.7.2 Korrespondierende Schichten berechnen..... | 107 |
| 4.1.8 <i>Detailsegmentierung mittels modellbasiertem Snake-Verfahren</i> | 108 |
| 4.1.8.1 Kräftegleichgewicht..... | 110 |
| 4.1.8.2 Interne Kraft..... | 110 |
| 4.1.8.3 Externe Energie..... | 116 |
| 4.1.8.4 Koordination des Anpassungsprozesses..... | 123 |
| 4.1.8.5 Zusammenspiel von externer und interner Kraft..... | 124 |
| 4.2 MODELLBASIERTE INTERPOLATION..... | 124 |
| 4.2.1 <i>Oberflächenbasierte Interpolation durch modellbasierte Segmentierung</i> | 125 |
| 4.2.2 <i>Oberflächenbasierte Interpolation durch Verwendung eines Master-Referenzmodells</i> | 125 |
| 4.3 MODELLBASIERTE REGISTRIERUNG..... | 126 |
| 4.3.1 <i>Oberflächenbasierte Registrierung nach einer modellbasierten Segmentierung</i> | 127 |
| 4.3.2 <i>Oberflächenbasierte Registrierung durch Verwendung des Master-Referenzmodells</i> | 129 |
| 4.4 ZUSAMMENFASSUNG..... | 130 |
| KAPITEL 5 IMPLEMENTATION..... | 133 |
| 5.1 PROGRAMMIERSPRACHE: JAVA..... | 133 |
| 5.2 CLIENT-SERVER-ARCHITEKTUR VERSUS OFFLINE-VERARBEITUNG..... | 135 |
| 5.3 OBERFLÄCHENDESIGN..... | 138 |
| KAPITEL 6 ERGEBNISSE DER MODELLBASIERTEN BILDVERARBEITUNG..... | 140 |
| 6.1 TESTVERFAHREN..... | 140 |
| 6.1.1 <i>Modelldatensätzen</i> | 143 |
| 6.1.2 <i>Datensätze von Schweineaugen</i> | 146 |
| 6.1.3 <i>Probandendaten</i> | 147 |
| 6.1.4 <i>Medizinische Datensätze</i> | 148 |
| 6.2 DIE PROGRAMMIERSPRACHE JAVA..... | 154 |
| 6.3 MODELLBASIERTE SEGMENTIERUNG..... | 155 |
| 6.3.1 <i>Aufbau der Referenzdatenbank</i> | 155 |
| 6.3.1.1 <i>Manuelles Segmentieren der Datensätze und Konstruktion der Referenzmodelle</i> | 156 |
| 6.3.1.2 <i>Integration der Referenzdatenbank</i> | 168 |
| 6.3.2 <i>Bestimmen des Bildkontextes</i> | 170 |
| 6.3.2.1 <i>Arbeitsaufwand</i> | 170 |
| 6.3.2.2 <i>Landmarkenbasierte Registrierung</i> | 172 |
| 6.3.2.3 <i>Berechnung der Referenzschichten</i> | 179 |
| 6.3.2.4 <i>Berechnung der Ähnlichkeitsparameter</i> | 180 |
| 6.3.2.5 <i>Zusammenfassung</i> | 180 |
| 6.3.3 <i>Übertragen des Vorwissens</i> | 181 |
| 6.3.3.1 <i>Auswahl des Referenzmodells</i> | 181 |
| 6.3.3.2 <i>Modellanpassung</i> | 182 |
| 6.3.4 <i>Wissensanwendung: modellbasierter Snake</i> | 182 |
| 6.3.4.1 <i>Ergebnisse</i> | 183 |
| 6.3.4.2 <i>Interne Kraft</i> | 187 |
| 6.3.4.3 <i>Externe Kraft</i> | 188 |
| 6.3.4.4 <i>Wichtung von interner und externer Kraft</i> | 191 |
| 6.3.4.5 <i>Zeitaufwände</i> | 192 |
| 6.4 MODELLBASIERTE INTERPOLATION..... | 194 |
| 6.5 MODELLBASIERTE REGISTRIERUNG..... | 198 |
| 6.6 ABLAUF EINES BEISPIELHAFTEN FALLS..... | 201 |
| 6.6.1 <i>Aufnahme in der Klinik</i> | 202 |
| 6.6.2 <i>Diagnostik</i> | 202 |
| 6.6.3 <i>Rekonstruktion des Bestrahlungsmodells</i> | 203 |

| | |
|---|------------|
| 6.6.4 Bestrahlungsplanung..... | 203 |
| 6.6.5 Bestrahlungsdurchführung..... | 203 |
| 6.6.6 Nachbehandlung | 204 |
| KAPITEL 7 DISKUSSION UND SCHLUßFOLGERUNG | 205 |
| 7.1 MODELLBASIERTE SEGMENTIERUNG..... | 205 |
| 7.1.1 Konzeption..... | 205 |
| 7.1.2 Bewertung der Testergebnisse..... | 207 |
| 7.1.3 Oberflächendesign und Benutzerfreundlichkeit..... | 210 |
| 7.1.4 Anpassung an andere Aufgabenstellungen, | 210 |
| 7.1.5 Gesamtbeurteilung..... | 212 |
| 7.1.6 Aussicht..... | 212 |
| 7.2 MODELLBASIERTE INTERPOLATION..... | 213 |
| 7.3 MODELLBASIERTE REGISTRIERUNG | 213 |
| 7.4 BEURTEILUNG DES GESAMTKONZEPTES..... | 214 |
| KAPITEL 8 ZUSAMMENFASSUNG | 216 |
| KAPITEL 9 LITERATUR | 219 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Brachytherapie von Augentumoren..... | 5 |
| Abbildung 2.2: Schematische Darstellung von Zyklotron, Linearbeschleunigers und Synchrotron..... | 6 |
| Abbildung 2.3: Berechnete und gemessene Absorptionskurven von Protonenstrahlen in Wasser | 6 |
| Abbildung 2.4: Veranschaulichung der strahlentherapeutischen Möglichkeiten von Protonenstrahlen..... | 7 |
| Abbildung 2.5: Absorptionskurven eines einfachen und eines Spread-out-Peaks von Protonenstrahlen | 8 |
| Abbildung 2.6: Bestrahlungseinrichtung am Paul-Scherrer Institut in der Schweiz | 9 |
| Abbildung 2.7: Schematische Darstellung des Gullstrandschen Normalauges | 10 |
| Abbildung 2.8: Grundsätzlicher Aufbau eines Computertomographen..... | 12 |
| Abbildung 2.9: Beispielhafte CT-Schnittbilder | 13 |
| Abbildung 2.10: Beispielhafte MRT-Schnittbilder des Schädels in der Höhe der Augen..... | 14 |
| Abbildung 2.11: Beispielhafte MRT-Schnittbilder des Auges | 15 |
| Abbildung 2.12: Ein beispielhaftes Funduskomposit | 16 |
| Abbildung 2.13: Beispielhafte Ultraschalldaten | 17 |
| Abbildung 2.14: Vier Bildmodi, die in der Ophthalmologie regelmäßig genutzt werden..... | 19 |
| Abbildung 2.15: Darstellung von Tantal-Clips in CT- und MRT-Daten..... | 20 |
| Abbildung 3.1: Veranschaulichung von Bildeigenschaften anhand von vier Stuhl-Bildern | 24 |
| Abbildung 3.2: Die ophthalmologischen Bildmodi und ihre Darstellungseigenschaften | 25 |
| Abbildung 3.3: Veranschaulichung des Bildinhalts | 27 |
| Abbildung 3.4: Variationen der Darstellungseigenschaften | 28 |
| Abbildung 3.5: Strukturen des menschlichen Sehorgans mit seinen Sehbahnen | 29 |
| Abbildung 3.6: Waagerechter schematischer Schnitt durch den rechten Augapfel | 29 |
| Abbildung 3.7: Das Gullstrandsche Normalauge | 30 |
| Abbildung 3.8: Darstellung des Bilderkennungsprinzips nach Marr [Mar82]..... | 33 |
| Abbildung 3.9: Von MC Escher angefertigte Bilder mit optischen Täuschungen..... | 34 |
| Abbildung 3.10: Ansatz zur Beschreibung der Bildverarbeitungs-pipeline nach Gale [Gal93]..... | 35 |
| Abbildung 3.11: Klassische Verarbeitungsschritte der Bildverarbeitung nach Jähne [Jae92]..... | 46 |
| Abbildung 3.12: Problemstellungen bei der Punktorientierten Segmentierung | 50 |

| | |
|--|----|
| Abbildung 3.13: Punktorientierte Segmentierung des Bulbus..... | 50 |
| Abbildung 3.14: Typische Ergebnisse des Thresholding | 51 |
| Abbildung 3.15: Typische Ergebnisse des Region Growing..... | 51 |
| Abbildung 3.16: Typisches Eingangsbild für ein Kantenfindungsverfahren | 52 |
| Abbildung 3.17: Die Snake-Kontur V mit den Einzelpunkten V_i | 55 |
| Abbildung 3.18: Veranschaulichung der internen Kraft..... | 56 |
| Abbildung 3.19: Schwachstellen bei der Definition der internen Energie | 57 |
| Abbildung 3.20: Potentialkurven bei dem Snake-Ansatz..... | 58 |
| Abbildung 3.21: Problemstellung bei der Erkennung der Organkontur durch die externe Energie | 59 |
| Abbildung 3.22: Veranschaulichung der Triangulation mittels Optimierung..... | 63 |
| Abbildung 3.23: Berechnung eines Voronoi-Diagramms | 64 |
| Abbildung 3.24: Behandlung von nicht-konvexen Polygonen..... | 64 |
| Abbildung 3.25: Behandlung von mehreren Objektarmen..... | 65 |
| Abbildung 3.26: Hinzufügen von Punkten beim internen Voronoi-Skelett | 65 |
| Abbildung 3.27: Elimination von Tetraedern ohne Objektbezug und Trennen in Unterobjekte..... | 66 |
| Abbildung 3.28: Problemfälle der Delaunay-Triangulation | 66 |
| Abbildung 3.29: Problemstellung bei der Fortführung von Konturverläufen..... | 66 |
| Abbildung 3.30: Darstellung von zwei topologisch ähnlichen verschobenen Kurven | 67 |
| Abbildung 3.31: Untergliedern in Unterobjekte aufgrund der Konturüberlagerung [Anj87] | 67 |
| Abbildung 3.32: Zwei Problemstellungen bei der Korrelation von Konturen..... | 68 |
| Abbildung 3.33: Rekonstruktion des Bulbus und der aufgenähten Marker | 69 |
| Abbildung 3.34: Darstellung eines MRT-Datensatzes mit einer Auflösung von $256 \times 256 \times 17$ | 70 |
| Abbildung 3.35: Ergebnisse der linearen und oberflächenbasierten Interpolation..... | 70 |
| Abbildung 3.36: Weiche Oberflächeninterpolation durch Anwendung von Splines..... | 71 |
| Abbildung 3.37: Berechnung der Grauwerte entlang der Interpolationspfade..... | 72 |
| Abbildung 3.38: Logarithmus-Funktion [Bro91]..... | 75 |
| Abbildung 3.39: Veranschaulichung der Mutual Information..... | 77 |
| Abbildung 4.1: Schritte zur Verarbeitung von medizinischem Bildmaterial..... | 84 |
| Abbildung 4.2: Die Komponenten eines Referenzmodells | 86 |
| Abbildung 4.3: Unterschiede im Bildkontext bei ophthalmologischem Bildmaterial..... | 88 |
| Abbildung 4.4: Berücksichtigung der Schichtorientierung bei der Auswahl des Referenzmodells..... | 89 |
| Abbildung 4.5: Verarbeitungspipeline zur Bestimmung der Ähnlichkeitsparameter..... | 91 |
| Abbildung 4.6: Schritte zur Bestimmung des Bildkontextes | 92 |
| Abbildung 4.7: Manuelle Auswahl des Bildmodus..... | 94 |

| | |
|--|-----|
| Abbildung 4.8: Eintragen der Landmarken in den aktuellen Datensatz..... | 95 |
| Abbildung 4.9: Übertragen der Segmentierung in den aktuellen Datensatz | 96 |
| Abbildung 4.10: Ergebnisse der einfachen geometrischen Anpassung | 98 |
| Abbildung 4.11: Probleme bei der Anpassung mit Scherung..... | 99 |
| Abbildung 4.12: Beispielhafte Schicht eines durch Radial-Basis-Interpolation registrierten Datensatzes . | 100 |
| Abbildung 4.13: Positionen der Landmarken im Master-Referenzmodell (links) und Datensatz (rechts) | 101 |
| Abbildung 4.14: Anpassung des Master-Referenzmodells anhand der Landmarken drei und vier | 102 |
| Abbildung 4.15: Anpassung des Modells in der Vertikalen | 103 |
| Abbildung 4.16: Triangulation der Organoberfläche..... | 105 |
| Abbildung 4.17: Zweistufige Auswahl des Referenzmodells..... | 107 |
| Abbildung 4.18: Problemstellung bei der internen Kraft..... | 111 |
| Abbildung 4.19: Die beiden Komponenten der Inneren Kraft | 112 |
| Abbildung 4.20: Veranschaulichung der Herleitung der Winkelkraft | 112 |
| Abbildung 4.21: Veranschaulichung der Distanzkraft..... | 114 |
| Abbildung 4.22: Kombination von Winkel und Distanzkraft..... | 115 |
| Abbildung 4.23: Das Segmentierungskonzept der externen Kraft..... | 116 |
| Abbildung 4.24: Berechnung der externen Energiefunktion..... | 118 |
| Abbildung 4.25: Wichtungsfunktionen für die Mutual Information..... | 121 |
| Abbildung 4.26: Oberflächenbasierte Interpolation durch modellbasierte Segmentierung..... | 125 |
| Abbildung 4.27: Oberflächenbasierte Interpolation durch Anpassung des Master-Referenzmodells..... | 126 |
| Abbildung 4.28 : Modellbasierte Registrierung nach einer modellbasierten Segmentierung..... | 128 |
| Abbildung 4.29: Verarbeitungsschritte der beschleunigten modellbasierten Registrierung..... | 129 |
| Abbildung 5.1: Mögliche Client-Server-Architektur für eine Bildverarbeitungssoftware mit CORBA..... | 138 |
| Abbildung 5.2: Die drei Hauptfenster der Bildverarbeitungssoftware JDisplay..... | 139 |
| Abbildung 6.1: Materialien zur Herstellung von Modelldatensätzen | 143 |
| Abbildung 6.2: Zentraler Schnitt durch ein künstliches Modell..... | 144 |
| Abbildung 6.3: Materialien für die Herstellung eines künstlichen Modells mit einer Plastiklinse | 144 |
| Abbildung 6.4: Beispielhafte CT- und MRT-Schichtbilder des künstlichen Modells mit Plastiklinse..... | 145 |
| Abbildung 6.5: Testdaten von Schweineaugen | 146 |
| Abbildung 6.6: Aufnahmen von freiwilligen Probanden..... | 147 |
| Abbildung 6.7: Datenmaterial von Probanden mit variierenden Aufnahmeparametern..... | 148 |
| Abbildung 6.8: Subjektiver Spielraum bei der Segmentierung der medizinischen Bilddaten | 150 |
| Abbildung 6.9: Berücksichtigung der dreidimensionalen Form bei der Segmentierung..... | 151 |
| Abbildung 6.10: Beispiele für die manuelle Segmentierung der Linse | 152 |

| | |
|---|-----|
| Abbildung 6.11: Segmentierung der Iris und des Ziliarkörpers | 152 |
| Abbildung 6.12: Verfälschung der Segmentierung des Sehnervs durch die Partialvolumeneffekte..... | 153 |
| Abbildung 6.13: 2D-Segmentierung und 3D-Visualisierung der Organe | 156 |
| Abbildung 6.14: Segmentierungsprobleme durch Partialvolumeneffekte | 158 |
| Abbildung 6.15: MRT-Aufnahmen mit erhöhter Auflösung..... | 160 |
| Abbildung 6.16: Probleme bei der Segmentierung von CT-Datensätzen erhöhter Auflösung | 160 |
| Abbildung 6.17: Interindividuelle Segmentierungsübereinstimmungen beim Bulbus..... | 161 |
| Abbildung 6.18: Interindividuelle Segmentierungsübereinstimmungen bei der Iris..... | 163 |
| Abbildung 6.19: Intraindividuelle Übereinstimmungen bei der Segmentierung des Bulbus..... | 164 |
| Abbildung 6.20: Intraindividuelle Übereinstimmungen bei der Segmentierung der Iris..... | 165 |
| Abbildung 6.21: Inter- und intraindividuelle Übereinstimmungen in den Segmentierungen..... | 166 |
| Abbildung 6.22: Grafische Darstellung der berechneten und idealen Flächen | 166 |
| Abbildung 6.23: Grafische Darstellung der berechneten und idealen Flächen | 167 |
| Abbildung 6.24: Zeitaufwände für die Eingabe der Landmarken..... | 171 |
| Abbildung 6.25: Grafische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 6-6 | 174 |
| Abbildung 6.26: Ergebnisse der Registrierungsverfahren bei Patientendaten..... | 175 |
| Abbildung 6.27: Beispiele für die Anpassungsfehler bei der affinen Transformation..... | 177 |
| Abbildung 6.28: Typisches Problem bei der nicht-affinen Transformation | 178 |
| Abbildung 6.29: Ergebnisse des modellbasierten Snake für die Phantomdatensätze..... | 184 |
| Abbildung 6.30: Darstellung der Ergebnisse des modellbasierten Snake für Patientendaten..... | 185 |
| Abbildung 6.31: Ergebnisse mit identischem Referenz- und aktuellem Datensatz | 187 |
| Abbildung 6.32: Ergebnisse des modellbasierten Snake bei unterschiedlichen Parametereinstellungen ... | 191 |
| Abbildung 6.33: Zeitaufwände für Nachbearbeitung und Korrektur der Segmentierungsergebnisse..... | 193 |
| Abbildung 6.34: Ergebnisse der linearen und modellbasierten Interpolation bei Patientendaten..... | 195 |
| Abbildung 6.35: Ergebnisse der linearen und modellbasierten Interpolation von Phantomdaten | 196 |
| Abbildung 6.36: Problemstellung bei der Berechnung von Konturkorrespondenzen..... | 197 |
| Abbildung 6.37: Ergebnisse der Registrierung von MRT- und CT-Daten | 200 |
| Abbildung 6.38: Registrierte MRT- und CT-Daten | 201 |