

Visualisierung medizinischer Bilddaten
unter Verwendung von Transferfunktionen
für Farbe und Transparenz

Diplomarbeit im Studiengang Medieninformatik

Fachhochschule
Gießen-Friedberg



Fachbereiche
IEM, MND, MNI

Fraunhofer Institut
Darmstadt



Abteilung für
Cognitive Computing
& Medical Imaging

Referentin:

Prof. Dr. Monika Lutz

Betreuer:

Dipl.-Phys. Stefan Wesarg

Korreferent:

Prof. Dr. Peter Edelmann

vorgelegt von Andreas Schosser

Friedberg, November 2005

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbständig und ohne unzulässige fremde Hilfe angefertigt habe.

Die verwendeten Quellen und Hilfsmittel sind vollständig zitiert.

Friedberg, den 9. November 2005

Andreas Schosser

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denjenigen danken, ohne die diese Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen wäre.

Danke. An *Herrn Dipl.-Phys. Stefan Wesarg* für die freundliche und fachkundige Beratung und die vielen Anregungen, die entscheidend zum Umfang und der Qualität dieser Arbeit beigetragen haben.

Danke. An *Frau Prof. Dr. Monika Lutz* für die hervorragende sowohl fachliche als auch menschliche Betreuung, ihre zahlreichen Verbesserungsvorschläge bei der Dokumentation der Arbeit und ihr großes Interesse an einem doch sehr speziellen Thema.

Danke. An *Herrn Prof. Dr. Peter Edelmann* für die zur Verfügung gestellte Zeit und die freundlichen Empfehlungen für eine für den Leser verständliche Gliederung der Softwaredokumentation.

Danke. An *Pufi, Alban, Steve* und *Stefan* für die bereitwillige und schnelle Unterstützung beim Korrekturlesen der fertiggestellten Kapitel.

Danke. An meinen Bruder *Stephan Schosser*, der mir vor allem gegen Ende der Arbeit geholfen hat, den Spass am Schreiben wieder zu finden.

Danke. An meine Freundin *Natalie Filmann* für ihre moralische Unterstützung und die vielen aufmunternden Worte während der gesamten Arbeit.

Danke. An all diejenigen, die mir geholfen haben, die letzten Monate durchzustehen und ohne die ich vielleicht vorzeitig das Handtuch geworfen hätte.

Zu guter Letzt gilt mein ganz besonderer Dank meinen Eltern, *Peter und Marianne Schosser*, die während meiner gesamten Ausbildung nie den Glauben an meine Fähigkeiten verloren und mich stets mit allen Mitteln gefördert und unterstützt haben. Ihnen sei diese Arbeit gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Medizinische Bildverarbeitung	4
2.1	Einleitung	4
2.2	Bildgebende Verfahren in der Medizin	4
2.2.1	Computertomographie	5
2.2.2	Magnetresonanztomographie	6
2.3	Bildanalyse und Segmentierung	8
2.4	Visualisierung medizinischer Bilddaten	8
2.4.1	Volumen-Rendering	10
2.4.2	Ray-Casting	11
2.4.3	Klassifikation von Messwerten	14
2.5	Zusammenfassung	15
3	Optimierte Visualisierung medizinischer Bilddaten	16
3.1	Einleitung	16
3.2	Bestimmung von Transferfunktionen	17
3.3	Besondere Merkmale der bildgebenden Verfahren	17
3.3.1	Standardisierung in der Computertomographie	18
3.3.2	Variable Größen der Magnetresonanztomographie	18
3.4	Kommerzielle Anwendungen	19
3.4.1	Leonardo Workstation	19
3.4.2	VolView Volume Visualization	21
3.5	Vielfalt an Visualisierungsmöglichkeiten	22
3.6	Zusammenfassung	23

4	Entwicklung einer interaktiven Benutzerschnittstelle	24
4.1	Einleitung	24
4.2	Anforderungen	25
4.2.1	Ausgangssituation im Institut	25
4.2.2	Abgrenzung der Aufgabenstellung	25
4.2.3	Anwendungsfallmodell	26
4.3	Analyse	29
4.3.1	Bisherige Farbzuzuordnung in der MIP	29
4.3.2	Zuordnung der Opazitätswerte	31
4.3.3	Zuordnung der Farbwerte	32
4.3.4	Verarbeitung der Stützpunkte	34
4.4	Entwurf	35
4.4.1	Architekturspezifische Vorgaben	35
4.4.2	Signifikante Design-Klassen	37
4.4.3	Architekturspezifische Mechanismen	38
4.4.4	Realisierung des Frameworks	42
4.5	Zusammenfassung	47
5	Erstellung von Vorlagen	48
5.1	Einleitung	48
5.2	Generelles Vorgehen	48
5.2.1	Analyse der Grauerthistogramme	49
5.2.2	Bestimmung Fotorealistischer Farbzuzuordnungen	50
5.2.3	Ausblenden redundanter Gewebestrukturen	51
5.3	Anpassung an medizinische Problemstellungen	53
5.3.1	Tumorerkrankungen	53
5.3.2	Aneurysmen und Blutgefäßerkrankungen	54
5.3.3	Unfallbedingte innere Verletzungen	56
5.3.4	Angeborene oder seltene Anomalien	56
5.4	Bewertung der ermittelten Transferfunktionen	57
5.4.1	Vergleich mit kommerziellen Darstellungen	58
5.4.2	Wiederverwendbarkeit	60
5.5	Zusammenfassung	61

6	Evaluierung der Anwendung und mögliche Erweiterungen	62
6.1	Einleitung	62
6.2	Bedienbarkeit der Anwendung	62
6.2.1	Intuitivität der Steuerelemente	63
6.2.2	Vergleich zur Anwendung VolView Volume Visualization	63
6.3	Automatisierte Bestimmung von Transferfunktionen	65
6.3.1	Theoretische Überlegungen	65
6.3.2	Einbindung in die Anwendung	67
6.4	Einsatz im klinischen Betrieb	67
6.4.1	Medizinische Evaluierung	68
6.4.2	Interaktiver Vorlagenkatalog	68
6.5	Zusammenfassung	70
7	Zusammenfassung und Ausblick	71
	Literaturverzeichnis	73
A	Farbauswahl im HSV-Farbraum	76
B	Bildergalerie	80

Wichtige Begriffe

Abdomen Bauch. Der A. ist der Teil des Körpers, der sich zwischen Brustkorb und Becken befindet.

Anatomie In der Humanmedizin die Lehre vom Aufbau des menschlichen Organismus.

Angiographie Darstellung von Blutgefäßen in der *Computertomographie* oder in der Röntgentechnik.

Blutgefäße Adern (Arterien und Venen) über die das Blut transportiert wird. Siehe auch *Blutkreislauf*.

Blutkreislauf Versorgung des menschlichen Organismus mit Sauerstoff und Nährstoffen.

Computertomographie (Abk.: CT, engl.: computed tomography). Bildgebendes Verfahren, das auf einer Vielzahl von winkelverschobenen *Röntgenstrahlen* basiert und die Abschwächungskoeffizienten verschiedener Gewebestrukturen misst. Die C. findet häufig in der *Angiographie* Anwendung.

Grauwert In der medizinischen Bildverarbeitung ein in computer- oder kernspintomographischen Aufnahmen gemessener Skalarwert eines Voxels. Der G. drückt die Helligkeit eines Voxels in einem Graustufenbild aus.

Graphische Benutzeroberfläche (Abk.: GUI, engl.: Graphical User Interface). Die G. besteht aus den graphischen Schnittstellen einer Software oder eines Systems. Typische GUI-Elemente sind Buttons, Textfelder, Menüs, Dialogfenster usw.

Histogramm Grafische Darstellung einer Häufigkeitsverteilung.

HSV-Modell Farbmodell, das an der menschlichen Farbwahrnehmung ausgerichtet ist und die Bestimmung einer Farbe durch Komposition von Farbton (H), Farbsättigung (S) und Helligkeit (V) ermöglicht.

Interpolation Mathematische Bestimmung einer Funktion anhand gegebener diskreter Werte.

Invasiv Durch Eindringen in den Körper mit chirurgischen Instrumenten.

Kernspintomographie Siehe *Magnetresonanztomographie*.

Longitudinal Richtungsbezeichnung in der *Anatomie*. Entlang der Körperlängsachse. Von oben nach unten.

Magnetresonanztomographie (Abk.: MRT, engl.: magnetic resonance imaging). Bildgebendes Verfahren, das auf einer Messung der in jedem Volumenelement vorliegenden Magnetisierung basiert. Bei der M. können durch verschiedene variable Faktoren Aufnahmen mit hohem Weichteilkontrast generiert werden.

Medical Imaging Platform (Abk.: MIP). Eine am *Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung Darmstadt* entwickelte Anwendung für die medizinische Bildverarbeitung.

Opazität Die Undurchsichtigkeit. Das Gegenteil von Transparenz.

Panel Ein Fenster, das aus einer Sammlung von Steuerelementen wie zum Beispiel Buttons, Textfelder oder Auswahlmenüs besteht.

Rendern Beim R. werden Bilder anhand von Bildbeschreibungen generiert.

RGB-Modell Additives Farbmodell, das eine Farbe über die additiven Komponenten Rot, Grün und Blau definiert. Das R. findet Verwendung in der Monitortechnik, im Videobereich usw.

Röntgenstrahlung Elektromagnetische Wellen, die Materie durchdringen. In der Medizin werden bei der Bestrahlung mit Röntgenstrahlen die Abschwächungskoeffizienten verschiedener Gewebe gemessen.

Sagittal Richtungsbezeichnung in der *Anatomie*. Von vorn nach hinten.

Strahlentherapie Medizinische Anwendung radioaktiver Strahlen. Die S. findet meist bei der Behandlung von Tumorerkrankungen Anwendung.

Thorax Brustkorb. Der T. ist der Teil des Körpers, der aus Herz, Zwerchfell, Rippen und Brust besteht.

Transferfunktion Eine Funktion, die die Zuordnung einer oder mehrerer Eigenschaften wie Farbe und Opazität zu verschiedenen Mess- oder *Grauwerten* realisiert.

Transversal Richtungsbezeichnung in der *Anatomie*. Quer zur Körperlängsachse. Von rechts nach links.

Kapitel 1

Einleitung

Die fortschreitende Entwicklung radiologischer Verfahren und die rasant steigenden Möglichkeiten der modernen graphischen Bildverarbeitung erlauben heute eine detaillierte dreidimensionale Darstellung innerer Organe und eine Behandlung von Gewebeerkrankungen mit Hilfe minimal invasiver oder strahlentherapeutischer Methoden. Die früher häufig kritisierte hohe Strahlenbelastung in der Diagnostik und Therapie konnte zum Wohl des Patienten erheblich reduziert werden. Eine kontinuierliche Verbesserung bildgebender Gerätetechnik, bahnbrechende Entwicklungen in der medizinischen Bildverarbeitung und die steigende Leistungsfähigkeit von Computersystemen bilden in der modernen Medizin die Grundlage für die Diagnose und Therapie verschiedenster Krankheiten [1].

Die Darstellung der mit Hilfe bildgebender Verfahren wie der Magnetresonanztomographie oder der Computertomographie gewonnenen medizinischen Daten erfolgt üblicherweise durch Grauwertbilder. Da beim Sehen nicht nur Helligkeitsempfindungen, sondern auch Farbton und Farbsättigung unterschieden werden, ist das farbliche Auflösungsvermögen des menschlichen Auges deutlich höher als die Auflösung unterscheidbarer Grauwert- bzw. Helligkeitseindrücke. Derzeitige Bestrebungen in der medizinischen Bildverarbeitung versuchen daher, sinnvolle Zuordnungen von Farbwerten zu den medizinischen Bilddaten zu finden. Einige kommerzielle Anwendungen erlauben bereits eine farbliche Darstellung der akquirierten Aufnahmen. Über die dabei angewandten Verfahren zur farblichen Visualisierung gibt es jedoch bislang keinerlei Veröffentlichungen.

Ziel dieser Diplomarbeit ist die Bestimmung von Farbtabelle, die eine sinnvolle farbliche Darstellung verschiedener Körperbereiche ermöglichen. Dabei sollen Zuordnungen von Farb- und Opazitätswerten zu verschiedenen Messwerten gefunden und mit Hilfe geeigneter Algorithmen realisiert werden. Die zu bestimmenden Farb- und Transparenz- bzw. Opazitätszuordnungen sollen an die eingesetzten bildgebenden Verfahren und an die verschiedenen Körperbereiche (Kopf, Thorax, Abdomen usw.) individuell angepasst werden. Dabei sollen neben der in kommerziellen Produkten üblichen fotorealistischen auch andere medizinisch sinnvolle Zuordnungen gefunden werden. Die ermittelten Zuordnungen sollen anschließend an realen Datensätzen getestet und evaluiert werden. Um die Bestimmung der Farb- und Opazitätszuordnungen zu vereinfachen, soll eine am *Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung* entwickelte Softwareplattform um eine interaktive Benutzerschnittstelle erweitert werden, die dem Anwender eine intuitive Bestimmung von Farb- und Opazitätszuordnungen erlaubt.

Die Arbeit wird am *Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung* in Darmstadt in der Abteilung *Cognitive Computing & Medical Imaging*¹ verfasst. In der Abteilung werden zahlreiche Projekte in verschiedenen medizinischen Bereichen wie der Diagnose und Planung von minimal invasiven Tumorbehandlungen (*MITTUG - Minimal Invasive Therapy for Tumors 3D-Ultrasound Guided*), der interoperativen Behandlung bei Strahlentherapien (*MEDARPA - Medical Augmented Reality for the Patient*), der Simulation von Strahlenbehandlungen (Simulationssystem *Exomio*) uvm. vorangetrieben [2].

Zunächst werden in *Kapitel 2* die für die Visualisierung wesentlichen Grundlagen der medizinischen Bildverarbeitung erläutert. *Kapitel 3* befasst sich mit allgemeinen Vorüberlegungen, die für eine optimierte Visualisierung bzw. Colorierung bestimmter Körperbereiche entsprechend der eingesetzten bildgebenden Verfahren notwendig sind und geht auf einige Lösungsvorschläge kommerzieller Anwendungen ein. Basierend auf den gewonnenen Erkenntnissen wird, wie in *Kapitel 4* skizzenhaft beschrieben, die Entwicklung einer interaktiven Benutzerschnittstelle zur intuitiven Bestimmung der Farb- und Opazitätszuordnungen realisiert. Anschließend wird in *Kapitel 5* veranschaulicht, wie mit Hilfe der realisierten Implementierung eine individuelle und an verschiedene medizinische Problemstellun-

¹URL: a7www.igd.fhg.de.

gen angepasste Visualisierung durchgeführt werden kann. Die dabei ausführlich erläuterten Beispiele werden durch weitere optimierte Darstellungen ergänzt, die in *Anhang B Bildergalerie* zusammengefasst werden. *Kapitel 6* diskutiert die wesentlichen Stärken und Schwächen der entwickelten Anwendung, vergleicht diese mit denen kommerzieller Anwendungen und stellt mögliche künftige Erweiterungen im Hinblick auf einen späteren Einsatz in der medizinischen Praxis vor.

Kapitel 2

Medizinische Bildverarbeitung

2.1 Einleitung

Die computergestützte medizinische Bildverarbeitung beschäftigt sich mit der Analyse und Verarbeitung der mit Hilfe bildgebender Verfahren akquirierten medizinischen Bilddaten. Ihre zentrale Aufgabe ist die optimierte Darstellung von Gefäß- und Gewebeerkrankungen und damit die Unterstützung des Arztes in der Diagnostik und Therapie. Verschiedene Verfahren der Bildanalyse und Visualisierung ermöglichen die Erkennung einzelner Gewebemuster und somit eine isolierte Darstellung unterschiedlicher medizinischer Objekte und Organe.

Dieses Kapitel gibt einen kurzen Überblick über bildgebende Verfahren in der Medizin und beschreibt die Grundlagen der Bildanalyse und Visualisierung medizinischer Datensätze im Hinblick auf eine spätere Farbgebung.

2.2 Bildgebende Verfahren in der Medizin

In der modernen Medizin finden sich verschiedene physikalische Verfahren zur Erzeugung bestimmter Bildtypen. Zu den wichtigsten Verfahren zählen unter anderem die Sonographie (Ultraschall), die Endoskopie, die Röntgentechnik, die Computertomographie und die Magnetresonanztomographie.

Die einzelnen Verfahren unterscheiden sich in ihren Einsatzgebieten und der Art der Erfassung der anatomischen Rohdaten. Bei der Datenerfassung werden je nach eingesetztem Verfahren durch entsprechende Messreihen Skalarwerte ermit-

telt und ihrer Position im Koordinatensystem zugeordnet. Über so genannte Grauwert- oder Farbtabelle wird später jedem Messwert ein bestimmter Grau- bzw. Farbwert im Bild zugeordnet. Dabei nimmt die Art der Datenerfassung, also die Bestimmung der Messwerte, entscheidenden Einfluss auf den gesamten Bilderzeugungsvorgang und das resultierende Bild. Aus diesem Grund ist es für die spätere Bestimmung von Farbtabelle wichtig, die verwendeten bildgebenden Verfahren und deren Messergebnisse zu unterscheiden. Im Folgenden werden die für die Arbeit relevanten Verfahren Computertomographie und Magnetresonanztomographie und deren Eigenschaften beschrieben. Die Erläuterungen orientieren sich im Wesentlichen an [3].

2.2.1 Computertomographie

Die Computertomographie (CT, engl.: computed tomography) zeichnet sich durch eine detailgetreue Wiedergabe von Knochen- und Gefäßstrukturen aus. Das Verfahren basiert auf einer Vielzahl von winkerverschobenen Röntgenaufnahmen. Dabei werden von einer Quelle Röntgenstrahlen in Richtung des Körpers ausgesandt und auf der gegenüber liegenden Seite – also hinter dem Körper – von Detektoren registriert (Abb. 2.1).

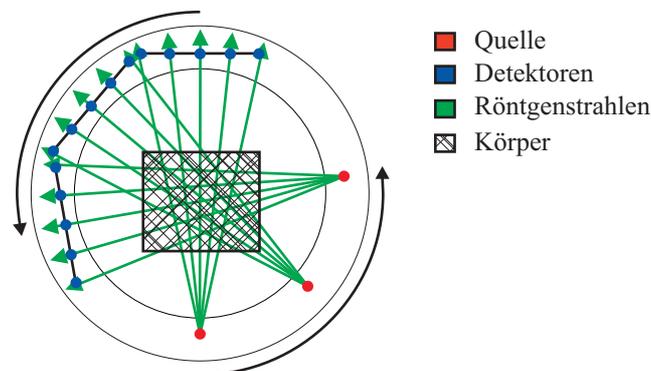


Abbildung 2.1: Quelle und Detektoren werden zur Aufnahme eines Schichtbildes um den Körper gedreht [4].

Die Strahlungsmessungen erfolgen transversal und werden Schicht für Schicht bzw. Ebene für Ebene ausgewertet. Mit Hilfe der an den Detektoren gemessenen Strahlungsintensitäten I können die Abschwächungskoeffizienten μ für jeden Bild-

punkt der betrachteten Ebene berechnet werden. Durch die Zuordnung verschiedener Grau- oder Farbwerte zu den verschiedenen Abschwächungskoeffizienten können dann einzelne Schichtbilder generiert und am Bildschirm dargestellt werden. Da die ermittelten Abschwächungskoeffizienten in verschiedenen CT-Aufnahmen variieren können, wurde die nach dem englischen Ingenieur benannte *Hounsfield-Skala* eingeführt. Dabei werden die gemessenen Abschwächungskoeffizienten μ_{Obj} in Relation zum Abschwächungskoeffizienten von Wasser μ_{H_2O} gesetzt [3]:

$$HE = \frac{\mu_{Obj} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \cdot 1000 \quad (2.1)$$

Die so errechneten Hounsfield-Einheiten HE werden in der Regel mit 12 Bit digitalisiert, so dass sich $2^{12} = 4096$ mögliche diskrete Werte ergeben. Diese Anzahl entspricht dem 16-fachen der Grauwerte, die an einem Monitor dargestellt bzw. vom Menschen unterschieden werden können. Daher wird bei einer Grauwertdarstellung der akquirierten Daten meist nur ein Bruchteil des theoretischen Auflösungsvermögens genutzt¹.

2.2.2 Magnetresonanztomographie

In der Magnetresonanztomographie (MRT, engl.: magnetic resonance tomography), auch Kernspintomographie genannt, werden Bilder mit hohem Weichteilkontrast generiert. Das Verfahren ermöglicht eine sehr gute Darstellung von Gewebeerkrankungen wie Zysten oder Tumoren und ist daher unter anderem ein wichtiges Verfahren in der Krebsdiagnostik und -therapie.

Bei der Magnetresonanztomographie wird die in jedem Volumenelement des Körpers vorliegende Magnetisierung analysiert. Dazu wird der Körper in einem äußeren magnetischen Feld B_0 positioniert². Dies resultiert in einer parallelen oder antiparallelen Ausrichtung der Kernspins in den Wasserstoffkernen (H) des betrachteten Gewebes³. Wie in Abbildung 2.2 dargestellt, führt die ungleichmäßige Anzahl parallel n_p und antiparallel n_{ap} gerichteter Kernspins zu einer messbaren Magnetisierung M . In dem durch das äußere Magnetfeld gerichteten Zustand, kann

¹Moderne Graphikhardware stellt Farben mit 16 oder 24 Bit Farbtiefe dar.

²Die Feldstärke von B_0 kann mehrere Tesla [T] betragen.

³Der menschliche Körper besteht zu etwa 80% aus Wasser (H_2O).

die transversale Ausrichtung der Kernspins der Wasserstoffkerne durch Bestrahlung mit hochfrequenten Radiowellen gekippt werden. Weitergehende Erklärungen dieses physikalischen Phänomens finden sich in [3].

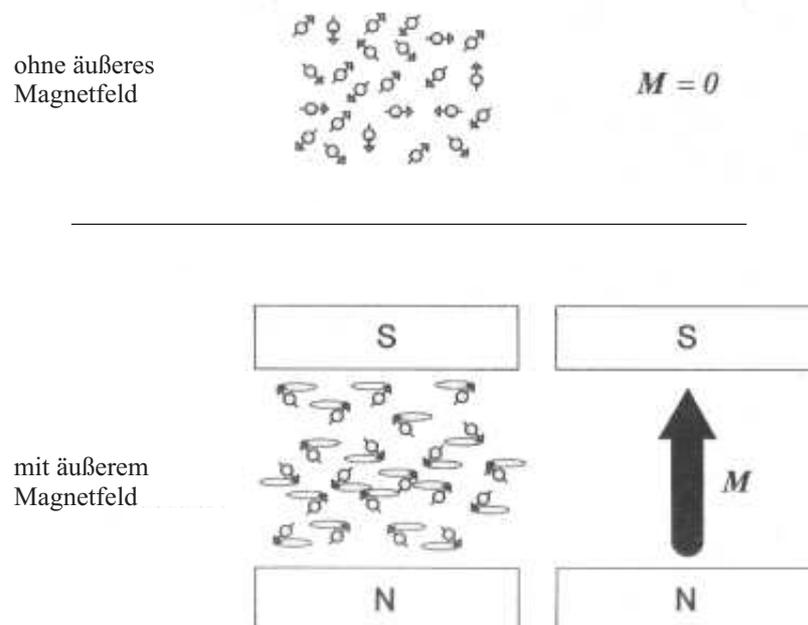


Abbildung 2.2: Die ungleichmäßige Anzahl parallel und antiparallel orientierter Kernspins bewirkt eine Magnetisierung M [3].

Zur Bestimmung der Messwerte werden die Relaxationszeiten ermittelt, in der die Kernspins vom angeregten Zustand wieder in ihren Grundzustand übergehen. Dabei wird einerseits die Zeit T_2 , die die Dauer der transversalen Relaxation angibt (*transversale Relaxationszeit*), und andererseits die Zeit T_1 , in der die Kernspins nach Abschalten des äußeren Magnetfeldes wieder in ihren ursprünglichen Zustand übergehen (*longitudinale Relaxationszeit*), ermittelt. Die Generierung einzelner Schichtbilder erfolgt ähnlich wie bei der Computertomographie durch Zuordnung von Grau- oder Farbwerten zu den gemessenen Signalwerten. Die Diskretisierung der ermittelten Signalwerte erfolgt üblicher Weise in $2^{12} = 4096$ Stufen.

2.3 Bildanalyse und Segmentierung

Eine erste Strukturierung der akquirierten Aufnahmen erfolgt in der Bildanalyse. Sie beinhaltet verschiedene Verfahren zur Vorverarbeitung medizinischer Datensätze und erlaubt eine an individuelle Problemstellungen angepasste Analyse und Konvertierung der gewonnenen Daten mit Hilfe verschiedener Filter bzw. Filterketten. Durch den gezielten Einsatz entsprechender Filter wird zum Beispiel eine Untersuchung der Häufigkeitsverteilung verschiedener Messwerte oder auch die isolierte Betrachtung einzelner Messwertbereiche ermöglicht.

Ein besonderer Teilschritt in der Bildanalyse ist die Segmentierung. Sie beschreibt den Prozess der Unterteilung eines Bildes in inhaltlich zusammenhängende Bereiche. Einzelne Voxel werden nach bestimmten Homogenitätskriterien zusammengefasst und unterschiedlichen, von einander abgegrenzten, Regionen oder Teilstrukturen zugeordnet. Mit Hilfe verschiedener Segmentierungsfiler können bereits konkrete dreidimensionale Objekte aus einer Aufnahme extrahiert werden. Zum Beispiel wird eine isolierte Darstellung der Herzkammer durch Segmentierung des Endokards⁴ ermöglicht.

Die Segmentierung medizinischer Bilder wird heute meist mittels semiautomatischer Verfahren von einem Radiologen durchgeführt. Der Radiologe bestimmt per Mausklick die im Bild relevanten Bereiche (engl.: *Region of Interest*) und ermöglicht somit der Anwendung mit Hilfe bestimmter Algorithmen die gesuchten Objekte und deren Randbereiche zu finden.

2.4 Visualisierung medizinischer Bilddaten

Die zentrale Aufgabe der Visualisierung ist die bildlich verständliche Wiedergabe relevanter Informationen, die häufig aus sehr großen Datenmengen extrahiert werden müssen. Visualisierung nutzt dabei die Fähigkeiten der menschlichen Sehorgane und ermöglicht es dem Betrachter, eine Flut von Informationen relativ schnell zu verarbeiten. Dies zeigt sich nicht nur in der medizinischen Bildverarbeitung, sondern überall im täglichen Leben, vom interaktiven Routenplaner bis hin zum animierten Unterhaltungsfilm. Zum Beispiel wird der Zuschauer in einem hundert-

⁴Die innerste Schicht der Herzwand.

minütigen vollständig computeranimierten Film wie *Shrek*⁵ in eine virtuelle Welt katapultiert, die allein in Worten so detailliert zu beschreiben wahrscheinlich Tage oder gar Wochen dauern würde. Erst durch die Visualisierung können komplexe Datenmengen in akzeptabler Zeit wahrgenommen werden [6].

Um große Informationsmengen optimal bzw. möglichst einfach verständlich darstellen zu können, befasst sich die Visualisierung mit der wiederholten Erfassung, Strukturierung und Umwandlung von Daten. Wie in Abbildung 2.3 gezeigt wird, müssen daher bereits visualisierte Daten in der Regel durch den Benutzer gesteuert, weiter transformiert, abgebildet (engl.: mapping) und erneut dargestellt werden. Dabei wird versucht, die wesentlichen Informationen bildlich sichtbar zu machen bzw. redundante Informationen verschwinden zu lassen. Werden zum Beispiel von den drei Wetterstationen in Darmstadt, Frankfurt und Friedberg jeweils sonnige 24°, 25° und 26° Celsius gemeldet, so wird bei der Erstellung einer Wetterkarte für Hessen lediglich eine Sonne und 25° als arithmetisches Mittel für Mainmetropole und Umgebung dargestellt. Regnet es jedoch in Darmstadt, während in Friedberg strahlender Sonnenschein gemeldet wird, dann wird wahrscheinlich eine Sonne über Friedberg und eine Wolke über Darmstadt angezeigt.

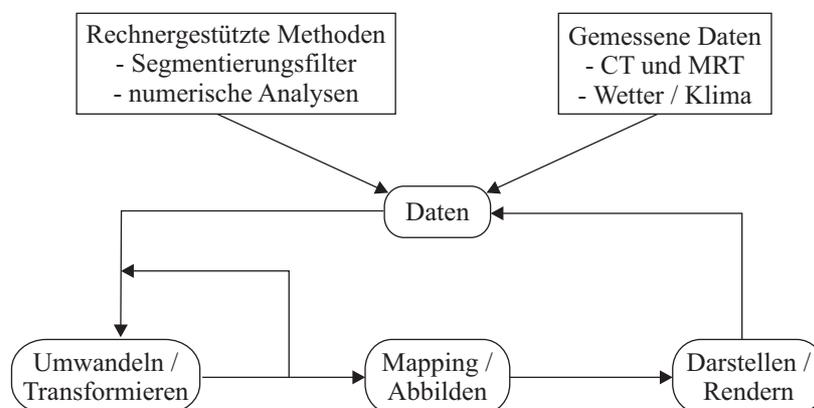


Abbildung 2.3: Der Visualisierungsprozess: Daten von verschiedenen Quellen werden wiederholt transformiert, abgebildet und gerendert. Die Ergebnisse werden interaktiv am Bildschirm dargestellt [6].

In der Medizin werden spezialisierte Verfahren zur Visualisierung dreidimensionaler Daten genutzt. Die in CT- oder MRT-Aufnahmen gewonnenen Datenmen-

⁵Animationskomödie, USA 2001; Regie A. Adamson, V. Jensen; [5].

gen sind viel zu umfangreich, als dass sie zum Beispiel in einer Tabelle von Skalarwerten ausgedruckt oder gar als Ganzes interpretiert werden könnten. Erst effiziente Visualisierungsverfahren, wie das im Folgenden beschriebene Volumen-Rending, ermöglichen eine interaktive Darstellung dieser Daten.

2.4.1 Volumen-Rending

Anders als bei der computergestützten Modellierung von Objekten können die durch Messung erfassten medizinischen Skalarwerte zunächst nicht mit Hilfe geometrischer Primitive wie Punkte, Linien, Splines, Quader usw. visualisiert werden.

Bei der Computertomographie, ähnlich wie bei der Magnetresonanztomographie, werden für jeden Bildpunkt der übereinander liegenden, parallelen Schnittebenen die gemessenen Werte in Voxel umgewandelt. Das Volumen-Rending befasst sich mit der Visualisierung der resultierenden voxelbasierten Datenmengen und ermöglicht deren dreidimensionale, bildliche Darstellung (Abb. 2.4).

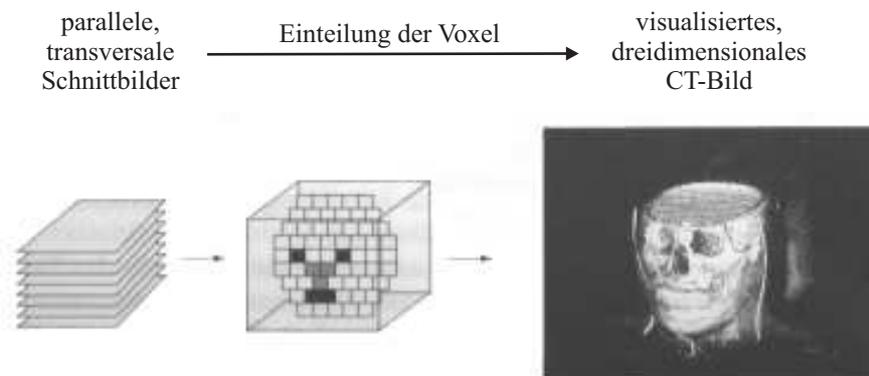


Abbildung 2.4: Aus den Bildpunkten der parallelen Schnittebenen werden Voxel erzeugt, die in einem dreidimensionalen Bild visualisiert werden [4].

Da bei CT- und MRT-Aufnahmen die Auflösung innerhalb einer Schnittebene oft höher als zwischen den Ebenen ist, werden zusätzliche Werte interpoliert und zwischen den Ebenen eingefügt. Nach der Einteilung der Voxel können basierend auf möglichen Erkenntnissen aus der Bildanalyse Methoden zur extrahierten Darstellung einzelner Organe eingesetzt werden. Es folgt das eigentliche Mapping bzw. die Zuweisung von Farbe (oder Grauwerten) und Transparenz. Durch die Bestimmung transparenter Bereiche im Bild können von anderen Körperteilen ver-

deckte Regionen sichtbar gemacht werden.

Bei der interaktiven Betrachtung von dreidimensionalen CT- oder MRT-Bildern kann der Anwender oder Radiologe die Perspektive bzw. die Position der Kamera, von der aus auf das Objekt geblickt wird, frei wählen. Dies veranlasst die rechnergestützte Transformation des Körpers bzw. der einzelnen Voxel im dreidimensionalen Raum. Die eigentliche Berechnung des darzustellenden Bildes erfolgt anschließend mit Hilfe von Ray-Casting-Methoden, die im folgenden Abschnitt beschrieben werden.

2.4.2 Ray-Casting

Ausgehend vom Beobachter werden parallele Strahlen (engl.: rays) in Blickrichtung ausgesandt. Anders als beim Ray-Tracing, bei dem die auf den Körper auftreffenden Strahlen an der Oberfläche reflektiert werden, durchläuft beim Ray-Casting jeder einzelne Strahl den gesamten Volumenraum. Die von einem Strahl durchlaufenen Voxel und deren Farb- und Opazitätswerte bestimmen die Farbe und Opazität eines Bildpunktes (Abb. 2.5).

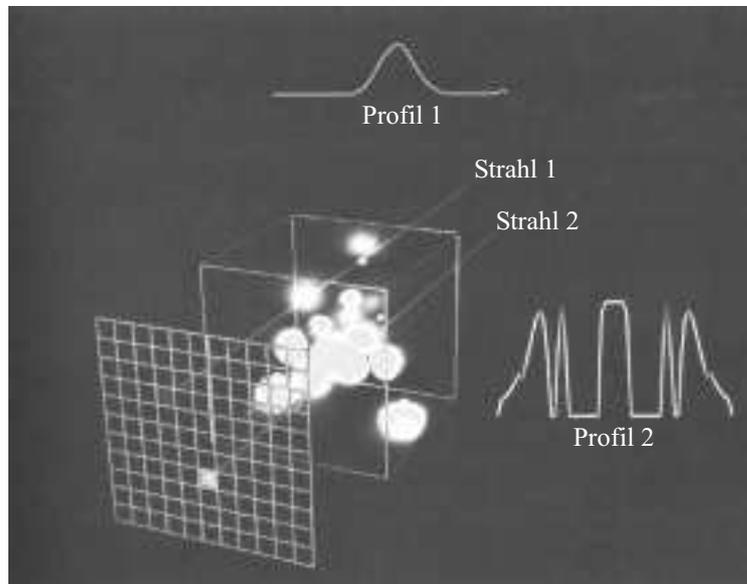


Abbildung 2.5: Von jedem Bildpunkt aus wird ein Strahl durch den Raum gesandt. Die Skalarwerte der von einem Strahl durchlaufenen Voxel werden in einer Profilkurve beschrieben [6].

Zur Ermittlung der einzelnen Bildpunkte werden Strahlenfunktionen verwendet, mit denen aus den Skalarwerten der durchlaufenen Voxel, Farb- und Opazitätswert eines Punktes berechnet werden. Im einfachsten Fall wird folgende Formel rekursiv angewandt [4]:

$$C_{out} = C_{in}(1 - \alpha) + C_{\alpha} \quad (2.2)$$

Dabei ist:

C_{out} die einem Voxel entstammende akkumulierte Farbe eines Voxels

C_{in} die in dieses Voxel akkumulierte Farbe

α die Opazität des aktuellen Voxels

C_{α} die Farbe des aktuellen Voxels

Die Berechnung eines einzelnen Bildpunktes erfolgt entgegen der Blickrichtung durch Summierung der Farb- und Opazitätswerte der von einem Strahl durchlaufenen Voxel (Abb. 2.6).

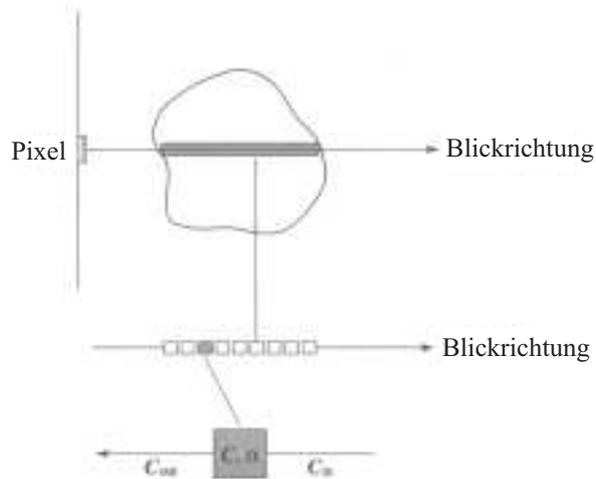


Abbildung 2.6: Einfache Bestimmung der Farbe eines Bildpunktes durch Summierung entgegen der Blickrichtung [4].

In den meisten Fällen sollen jedoch bestimmte Skalar- oder Messwerte besonders hervorgehoben werden, weshalb unterschiedliche Techniken bzw. Strahlenfunktionen eingesetzt werden.

Abbildung 2.7 zeigt die Verwendung verschiedener Strahlenfunktionen am Beispiel einer MRT-Aufnahme des Kopfes. Im ersten Bild werden die Voxel betont, denen ein für den jeweils betrachteten Strahl maximaler Skalarwert zugrunde liegt. Diese Technik (engl.: maximum intensity projection) findet häufig bei der Visualisierung von Blutgefäßen Anwendung. Im zweiten Bild werden Mittelwerte verstärkt, so dass bestimmte Gehirnstrukturen besser sichtbar werden. Bild drei verdeutlicht Messwerte, die in einer bestimmten Entfernung von der Bildebene auftreten. Dadurch tritt das Ohr hervor, während die Nase allmählich verschwindet. Das letzte Bild zeigt eine Kombination aus den anderen drei Verfahren. Wie im Verlauf dieser Arbeit gezeigt werden soll, können durch den gezielten Einsatz von Strahlenfunktionen bestimmte Körperbereiche sinnvoll hervorgehoben werden.

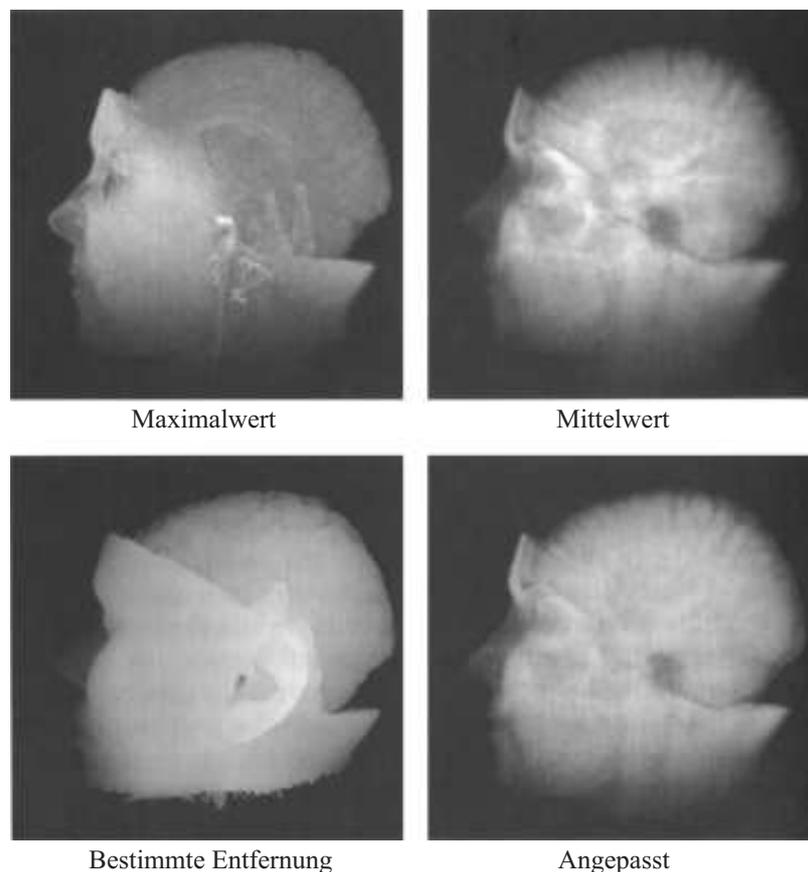


Abbildung 2.7: Anwendung verschiedener Strahlenfunktionen, MRT-Aufnahme eines Kopfes [6].

2.4.3 Klassifikation von Messwerten

Durch eine geeignete Klassifikation der zuvor mittels bildgebender Verfahren gewonnenen Skalarwerte kann die Bestimmung geeigneter Strahlenfunktionen und somit eine sinnvolle Darstellung relevanter Organe bzw. Objekte erheblich unterstützt und verbessert werden. In der medizinischen Bildgestaltung wird versucht, bestimmte Skalarwerte bestimmten Gewebe- oder Gefäßstrukturen zuzuordnen. Das Erkennen genauer Zusammenhänge zwischen Messwerten und den der Aufnahme zugrunde liegenden Gewebematerialien erlaubt sowohl eine gezielte Unterdrückung redundanter oder ungewollter Bildinformationen, als auch direkte Rückschlüsse auf die vorliegenden Gewebestrukturen und deren Eigenschaften [6].

Sollen zum Beispiel die Knochenstrukturen in einer CT-Aufnahme untersucht werden, wird zunächst ein Schwellenwert bestimmt. Ist der Mess- bzw. Skalarwert in einem Voxel größer als dieser Schwellenwert, so wird das dem Voxel zugrunde liegende Gewebe als Knochen definiert. Wird diese Schwellenwertüberprüfung auf alle Voxel im Raum angewandt, ergibt sich eine wie in Abbildung 2.8 (links) angedeutete Binärfunktion zur Spezifikation von Knochengewebe.

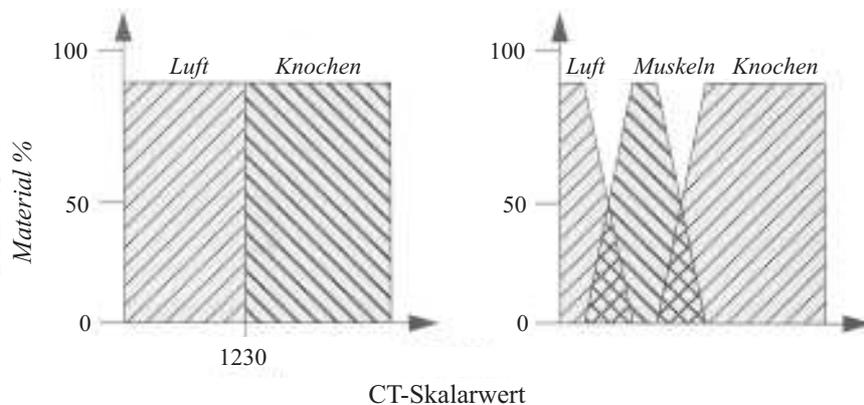


Abbildung 2.8: Zuordnung von CT-Werten zu Gewebestrukturen. Eine einfache Binärklassifikation zur Bestimmung von Knochengewebe (links) und ein fließender Übergang von Luft zu Muskel- zu Knochengewebe (rechts) [6].

Da, wie in Abbildung 2.8 (rechts) gezeigt, häufig nicht alle Skalarwerte einem bestimmten Gewebe eindeutig zugeordnet werden können, werden in diesen Schwellenwertbereichen häufig fließende Übergänge zwischen benachbarten Materialien (z.B. Muskel-Knochen) definiert. Funktionen, die derartige Zuordnungen

von Farbe und Transparenz zu einzelnen Voxeln beschreiben, werden allgemein als *Transferfunktionen* bezeichnet. Sie ermöglichen die direkte Zuordnung von Messwerten zu realen Eigenschaften wie Farbe, Opazität oder Gewebematerial. Die softwaregestützte Zuordnung dieser Eigenschaften innerhalb einer Anwendung wird über Farb- bzw. Opazitätstabellen realisiert, die sich direkt aus den zuvor definierten Transferfunktionen ergeben und umgekehrt.

2.5 Zusammenfassung

Die medizinische Bildverarbeitung befasst sich mit der Bildanalyse, Segmentierung und Visualisierung medizinischer Daten.

Bei der Visualisierung der durch computertomographische und magnetresonanztomographische Verfahren gewonnenen Bilddaten werden Techniken des Volumen-Renderings eingesetzt. Dazu werden die ermittelten Messdaten in Voxel umgewandelt, denen mit Hilfe entsprechender Ray-Casting-Algorithmen geeignete Farb- und Opazitätswerte zugewiesen werden.

Bei der Klassifikation der gemessenen Skalarwerte werden Transferfunktionen bzw. Farb- und Opazitätstabellen definiert, durch die die Zuordnung von Messwerten zu den entsprechenden Gewebestrukturen und somit die Zuordnung zu entsprechenden Farb- und Opazitätswerten realisiert wird.

Mit Hilfe von Transferfunktionen können folglich relevante Objekte sichtbar gemacht oder farblich betont werden. Daraus ergibt sich die Frage, welche Objekte oder Bildbereiche die für eine bestimmte Untersuchung relevanten Informationen enthalten und wie diese visualisiert werden sollen. Das folgende Kapitel geht in diesem Zusammenhang auf notwendige Vorüberlegungen für eine sinnvolle Visualisierung und auf die Vielfalt verschiedener Visualisierungsmöglichkeiten ein.

Kapitel 3

Optimierte Visualisierung medizinischer Bilddaten

3.1 Einleitung

Die Visualisierung medizinischer Bilddaten hat eine für die Diagnostik und Therapie optimierte Darstellung relevanter Gefäß- und Gewebestrukturen zur Aufgabe. Von besonderer Bedeutung sind für die individuelle Behandlung sinnvolle Verfahren der Visualisierung, die dem Arzt eine schnelle Diagnose des zu behandelnden Krankheitsbildes ermöglichen. Soll zum Beispiel ein Thrombus¹ in der Herzkranzarterie untersucht werden, ist eine detaillierte Darstellung der Blutgefäße im Bereich des Herzens erforderlich. Umliegende Strukturen, wie Lungen- oder Muskelgewebe, werden dabei im Bild als störend empfunden und sollten daher ausgeblendet werden. Weiterhin kann eine geeignete Rotfärbung das Erkennen der entsprechenden Gefäße erleichtern.

Dieses Kapitel beschreibt, wie mit Hilfe geeigneter Transferfunktionen die Zuweisung von Farbe und Transparenz erfolgen soll, geht dabei auf besondere Merkmale der bildgebenden Verfahren ein und stellt einige Beispiele für eine optimierte Visualisierung anhand kommerzieller Anwendungen vor.

¹Blutgerinnsel oder Blutpfropf, das einen Herzinfarkt verursachen kann.

3.2 Bestimmung von Transferfunktionen

Die entscheidende Rolle bei der Visualisierung von Volumendaten nimmt die Bestimmung geeigneter Transferfunktionen ein, die basierend auf zuvor ermittelten Farb- und Opazitätstabellen, die Zuordnung von Farbe und Opazität einzelner Bildpunkte realisieren [7].

Für eine medizinisch sinnvolle Darstellung ist neben der farblichen Wiedergabe relevanter Bildbereiche häufig eine Unterdrückung redundanter Bildinformation erforderlich. Zur Bestimmung entsprechender Opazitätstabellen muss daher frühzeitig festgelegt werden, welche Bilddaten als redundant und welche als relevant zu betrachten sind. Auf diese Weise können zum Beispiel von Fett- und Muskelgewebe verdeckte Organe sichtbar gemacht werden.

Um eine sinnvolle Definition geeigneter Farbtabellen zu finden, sind weitere Vorüberlegungen notwendig, die beschreiben, welche farbliche Darstellung für welche Strukturen geeignet ist. Denkbar ist zum Beispiel eine violette Färbung des Muskelgewebes oder eine rötliche Darstellung der Blutbahnen, während Knochen allgemein mit weiß assoziiert werden. Interessant scheint auch eine fotorealistische Darstellung in Anlehnung an Fotografien menschlicher Präparate. Ob und inwieweit eine realitätsgetreue Visualisierung computergestützter tomographischer Aufnahmen tatsächlich möglich und geeignet ist, soll im weiteren Verlauf der Arbeit abgewogen und entschieden werden.

3.3 Besondere Merkmale der bildgebenden Verfahren

Die Art der verwendeten bildgebenden Verfahren nimmt maßgeblichen Einfluss auf die Visualisierung der gewonnenen Bilddaten. Bei computer- und insbesondere magnetresonanztomographischen Verfahren bestimmen physikalisch und messtechnisch variable Faktoren, abhängig von den eingesetzten Geräten und der Art der Durchführung einer Messung, das individuelle Ergebnis einer Aufnahme. Zum Beispiel wird häufig, um den Kontrast in MRT- oder CT-Bildern zu erhöhen, bzw. um Gewebe- oder Gefäßstrukturen deutlicher sichtbar zu machen, ein spezielles Kontrastmittel verabreicht. Aus jeweils einer Aufnahme vor und einer nach Zugabe des Kontrastmittels wird ein Differenzbild bestimmt, in dem die mit Kontrastmittel angereicherten Gewebe oder Gefäße verstärkt hervorgehoben werden.

Die unterschiedliche Durchführung und der Einsatz verschiedener Geräte und Verfahren bei der Gewinnung medizinischer Bilddaten erschwert erheblich die Möglichkeit zur Bestimmung wieder verwendbarer Transferfunktionen. Im Folgenden werden Besonderheiten der beiden für die Arbeit relevanten Verfahren Computertomographie und Magnetresonanztomographie in Bezug auf derartige Einflussgrößen erläutert.

3.3.1 Standardisierung in der Computertomographie

Wie im Abschnitt 2.2.1 *Computertomographie* beschrieben, werden die in CT-Aufnahmen gewonnenen Skalarwerte in Hounsfield-Einheiten umgerechnet. Dies erlaubt die einheitliche Behandlung verschiedener CT-Aufnahmen und erleichtert eine für unterschiedliche Aufnahmen desselben Körperbereichs eindeutige Bestimmung von Transferfunktionen. In der Praxis hat dies zur Folge, dass eine einmalige Zuordnung von Farb- und Opazitätswerten für einen bestimmten Körperbereich theoretisch bei jeder vergleichbaren Aufnahme erneut verwendet werden kann, die dann wiederum ein ähnliches Ergebnis liefert. Dies gilt vor allem für Aufnahmen, bei denen auf den Einsatz spezieller Kontrastmittel verzichtet wird. Durch die Standardisierung von CT-Messdaten ist somit eine Bestimmung wieder verwendbarer Transferfunktionen möglich.

3.3.2 Variable Größen der Magnetresonanztomographie

Anders als bei der Computertomographie wird bei der Magnetresonanztomographie üblicherweise eine ganze Reihe von Messreihen mit verschiedenen Auslesesequenzen durchgeführt und dadurch eine dem betrachteten Gewebe individuell angepasste Messung ermöglicht. Dabei wird der Messvorgang von gerätespezifischen Größen wie der äußeren Feldstärke beeinflusst. Zum Beispiel führt eine Erhöhung der äußeren Feldstärke B_0 zu einer Verlängerung der longitudinalen Relaxationszeit T_1 und damit zu erhöhten Messwerten (Tab. 3.1).

Bei MRT-Aufnahmen müssen folglich die Stärke des eingesetzten äußeren Magnetfeldes sowie verschiedene andere messtechnische und gewebespezifische Einflussgrößen unbedingt berücksichtigt werden. Anders als bei der Computertomographie ist hier bisher keine Standardisierung der Signalwerte möglich. Eine allgemeine Zuordnung von Farbe und Transparenz in MRT-Bildern ist folglich nur

bedingt, d.h. in Abhängigkeit verschiedener Faktoren, möglich.

Gewebe	T_2 [ms]	T_1 [ms] bei $B_0 = 0,5T$	T_1 [ms] bei $B_0 = 1,5T$
Skelettmuskel	47 ± 13	550 ± 100	870 ± 160
Herzmuskel	57 ± 16	580 ± 90	870 ± 140
Leber	43 ± 14	330 ± 17	500 ± 110
Niere	58 ± 24	500 ± 130	650 ± 180
Milz	62 ± 27	540 ± 100	780 ± 150
Fett	84 ± 36	210 ± 60	260 ± 70
Graue Hirnmasse	101 ± 13	660 ± 110	920 ± 160
Weißer Hirnmasse	92 ± 22	540 ± 90	790 ± 130

Tabelle 3.1: Typische Relaxationszeiten biologischer Gewebe bei unterschiedlichen Feldstärken B_0 [3].

3.4 Kommerzielle Anwendungen

Kommerzielle Unternehmen, darunter vor allem Hersteller von Computer- und Kernspintomographen, stellen ihren Kunden vielseitige Anwendungen zur Verfügung, die bereits eine speziell an verschiedene CT- und MRT-Aufnahmen angepasste Visualisierung ermöglichen. Die verschiedenen Softwareprodukte werden meist in Kombination mit leistungsstarken Workstation-Rechnern und modernster Gerätetechnik angeboten, die auf einen effizienten Einsatz im klinischen Betrieb abgestimmt sind.

3.4.1 Leonardo Workstation

Die vom Gerätehersteller *Siemens Medical*² entwickelte *Leonardo Workstation* stellt eine direkt in den Bildgenerierungsprozess integrierte Lösung zur unmittelbaren Nachverarbeitung medizinischer Bilddaten dar. Sie basiert auf einer Sammlung von Einzelanwendungen, den so genannten *Syngo*-Applikationen, die eine an konkrete medizinische Problemstellungen angepasste und teilweise automatisierte

²URL: <http://www.medical.siemens.com>

Visualisierung ermöglichen [8].

Mit Hilfe vordefinierter Farbzuoordnungen werden zum Beispiel verschiedene Gehirnschädigungen direkt im Anschluß an den Bildgewinnungsvorgang farblich visualisiert (Abb. 3.1). Eine aufwendige, vom Radiologen durchzuführende Bestimmung geeigneter Farbtabelle ist somit nicht erforderlich bzw. wird wesentlich vereinfacht. Dies führt zu erheblichen Zeitersparnissen und fördert damit die effiziente Nutzung bildgebender Gerätetechnik im klinischen Betrieb.

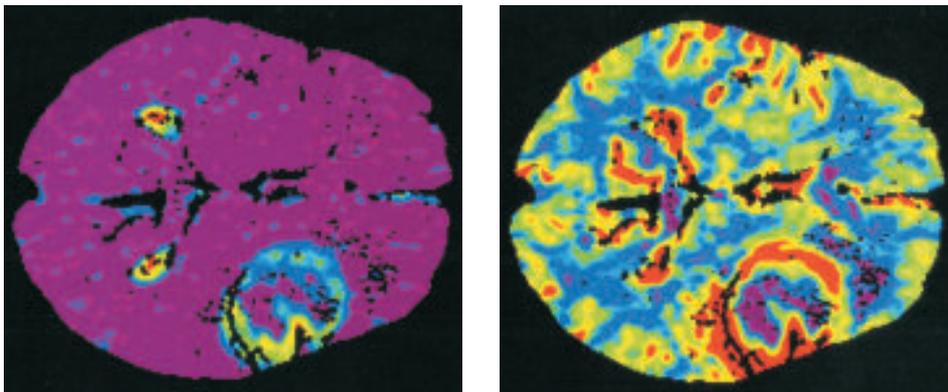


Abbildung 3.1: Zwei Beispiele einer automatisierten Visualisierung einer Tumorerkrankung in der Anwendung *Syngo Perfusion* [8].

Besonders beeindruckende Ergebnisse liefern vor allem verschiedene *Syngo*-Anwendungen, die speziell für die CT-Angiographie³ entwickelt wurden und eine annähernd fotorealistische, isolierte Darstellung von Blutgefäßen erlauben. Für verschiedene Körperbereiche können vordefinierte Visualisierungseinstellungen geladen und auf den jeweiligen Datensatz angewandt werden. Dadurch wird eine detaillierte Untersuchung des Blutkreislaufs und damit eine frühzeitige Diagnose möglicher Durchblutungsstörungen ermöglicht (Abb. 3.2).

Leider werden die einzelnen Schritte und Anpassungen, die bei der Visualisierung zu den gezeigten Ergebnissen führen, nirgendwo detailliert erläutert. Zwar werden in zahlreichen Werbebroschüren die Fähigkeiten der genutzten Systeme anhand resultierender Abbildungen vorgestellt, jedoch existieren derzeit keine entsprechenden Veröffentlichungen über die verwendeten Transferfunktionen oder die zu deren Bestimmung erforderlichen Überlegungen.

³Darstellung von Blutgefäßen in der Computertomographie.

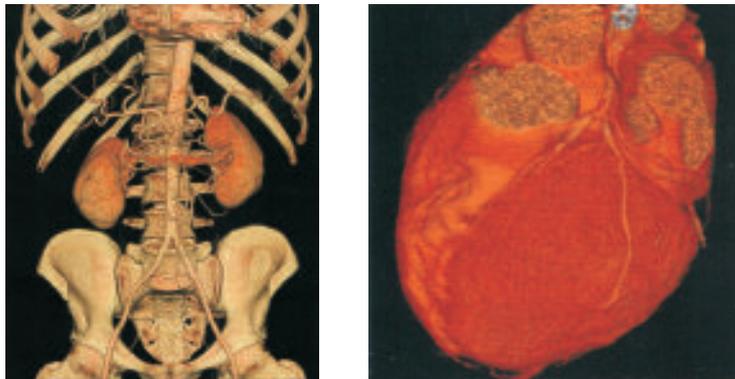


Abbildung 3.2: Automatisierte fotorealistische Visualisierung von Blutgefäßen bei einer CT-Abdomen-Aufnahme (links) und einer CT-Thorax-Aufnahme (rechts) mit dem *Syngo InSpace Viewer* [8].

3.4.2 VolView Volume Visualization

Einen etwas anderen Ansatz zur Visualisierung medizinischer Bilddaten liefert die Anwendung *VolView Volume Visualization*⁴ des Softwareherstellers *Kitware Inc.* Anders als spezialisierte *Syngo*-Applikationen, die verschiedene Farb- und Opazitätszuordnungen vorgeben, erlaubt sie eine individuelle und für den Benutzer nachvollziehbare Konfiguration von Transferfunktionen. Dies wird besonders bei der Zuordnung von Opazitäts- zu Grauwerten deutlich. Über einzelne vom Anwender interaktiv editierbare Kurvenstützpunkte wird der graphische Verlauf einer Opazitätstransferfunktion skizziert (Abb. 3.3).

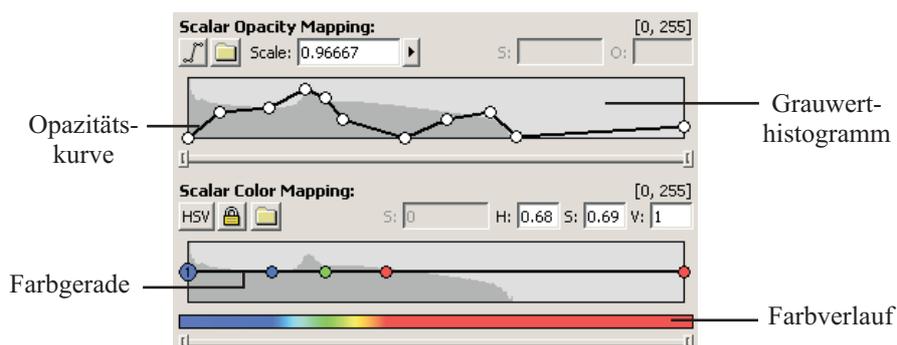


Abbildung 3.3: Zuordnung von Farb- und Opazitätswerten in der Anwendung *VolView Volume Visualization*.

⁴URL: <http://www.kitware.com/products/volview.html>.

Durch die graphische Darstellung der mathematischen Funktion wird somit eine transparente und klar verständliche Zuordnung möglich. Die Definition der Farbtabelle erfolgt wiederum über manipulierbare Farbstützpunkte, die jeweils einem Grauwert entlang der Farbgeraden zugeordnet werden.

Diese Art der interaktiven Definition von Farb- und Opazitätszuordnungen erlaubt eine individuelle und flexible Visualisierung medizinischer Bilddaten. Dabei wird eine Anpassung an konkrete medizinische Problemstellungen allein vom Anwender bzw. Radiologen bestimmt. Die realisierbaren Ergebnisse orientieren sich daher nicht zwingend an vordefinierten oder fotorealistischen Beispielen (Abb. 3.4).

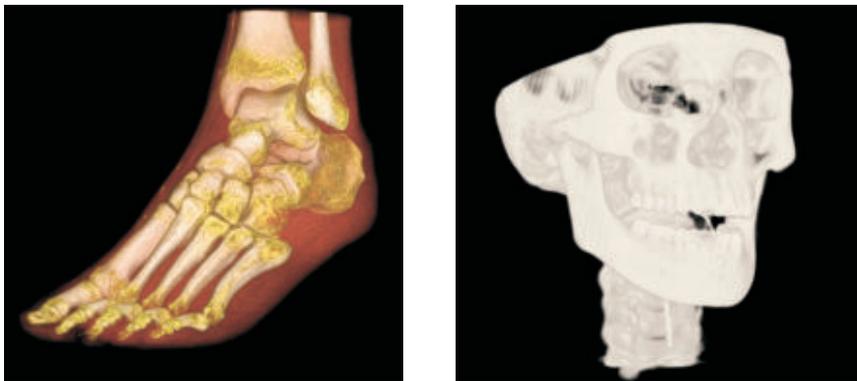


Abbildung 3.4: Mögliche Ergebnisse einer individuellen Konfiguration von Transferfunktionen in der Anwendung *VolView Volume Visualization*.

3.5 Vielfalt an Visualisierungsmöglichkeiten

Wie verschiedene kommerzielle Anwendungen verdeutlichen, gibt es nicht nur für unterschiedliche Messverfahren, sondern auch für die Visualisierung einzelner Körperregionen oft zahlreiche geeignete Darstellungsmöglichkeiten. Zum Beispiel kann es sinnvoll sein, bei einer Leberzirrhose⁵ bewusst eine andere Färbung als bei einer Darmerkrankung zu verwenden, obwohl beide Organe in der jeweiligen Aufnahme des Abdomens vorhanden sind.

Die Vielfalt der an die Erkrankung oder Behandlung angepassten Visualisierungsmöglichkeiten ist daher eine wesentliche Bereicherung der medizinischen

⁵Erkrankung der Leber, bei der Leberzellen absterben.

Betrachtung und muss bei einer Bestimmung von Transferfunktionen unbedingt beachtet werden. Um die Arbeit im klinischen Betrieb zu vereinfachen, sollen daher dem Radiologen möglichst viele, an verschiedenartige Problemstellungen angepasste, optimierte Farb- und Opazitätszuordnungen zur Verfügung gestellt werden. Da es jedoch kaum möglich ist, für jede erdenkliche Behandlungssituation eine optimal geeignete Transferfunktion zu bestimmen, sollte dem Anwender bzw. Radiologen auch die Möglichkeit gegeben werden, eine individuelle Anpassung von Transferfunktionen selbst vorzunehmen.

3.6 Zusammenfassung

Für eine gelungene Visualisierung medizinischer Bilddaten sind verschiedene Vorüberlegungen notwendig, die sich mit der optimierten Darstellung eines konkreten Sachverhaltes auseinandersetzen.

Im Idealfall kann eine einmalige Zuordnung von Farbe und Transparenz auf mehrere Datensätze angewandt werden. Allerdings unterscheidet sich die Art der optimierten Visualisierung

- in Abhängigkeit von den verwendeten bildgebenden Verfahren,
- in Bezug auf die Darstellung bestimmter Körperbereiche und
- bei der Veranschaulichung konkreter Krankheitsbilder.

Ziel verschiedener Visualisierungsanwendungen ist daher die Bereitstellung zahlreicher, an unterschiedliche klinische Problemstellungen angepasster Transferfunktionen und darüber hinaus eine intuitive Möglichkeit zur individuellen Manipulation der Farb- und Opazitätszuordnungen.

Vor diesem Hintergrund soll im Rahmen dieser Arbeit eine Interaktionsmöglichkeit geschaffen werden, die, wie im folgenden Kapitel erläutert, die interaktive Bestimmung individueller und vor allem wieder verwendbarer Transferfunktionen ermöglicht.

Kapitel 4

Entwicklung einer interaktiven Benutzerschnittstelle

4.1 Einleitung

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wird in Anlehnung an existierende kommerzielle Anwendungen eine interaktive Benutzerschnittstelle entwickelt, die dem Anwender die Bestimmung geeigneter Transferfunktionen erleichtert und deren individuelle Anpassung ermöglicht. Die dabei zu realisierenden Visualisierungskomponenten werden in die am *Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung* entwickelte Anwendung *Medical Imaging Platform* (MIP) integriert und sollen im weiteren Verlauf der Arbeit zur Konfiguration von verschiedenen Transferfunktionen genutzt werden.

Dieses Kapitel beschreibt zunächst die an die Realisierung gestellten Anforderungen aus Sicht des späteren Anwenders bzw. Radiologen, analysiert und strukturiert diese Anforderungen und dokumentiert den Entwurf der Implementierung. Aufgrund des enormen Umfangs der Realisierungen beschränkt sich die Dokumentation dabei auf eine skizzenhafte Beschreibung der für die Arbeit wichtigsten Komponenten. Semantik und Notation der verwendeten Diagramme folgen dem UML 2.0 Standard¹.

¹Die Standardisierung der *Unified Modeling Language* (UML) wird von der *Object Management Group*, einer firmenübergreifenden Arbeitsgemeinschaft zur Spezifikation kompatibler Firmenanwendungen, vorangetrieben. Aktueller Spezifikationsstandard ist UML 2.0 [9].

4.2 Anforderungen

Ein genaues Verständnis der Anforderungen entscheidet maßgeblich darüber, ob und inwieweit die zu realisierenden Neuerungen später weiterverwendet und letztlich in der Praxis genutzt werden können. Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über den aktuellen Entwicklungsstand von Visualisierungselementen innerhalb der *Medical Imaging Platform* gegeben. Anschließend werden die Anforderungen an die im Rahmen der Arbeit zu entwickelnden Komponenten erläutert.

4.2.1 Ausgangssituation im Institut

Die Anwendung *Medical Imaging Platform* stellt eine Test- und Entwicklungsplattform für die medizinische Bildverarbeitung dar. Neben der Realisierung verschiedener Segmentierungfilter beinhaltet sie unter anderem auch zahlreiche Verfahren zur Visualisierung medizinischer Bilddaten. Dazu zählen

- die Implementierung verschiedener Ray-Casting-Algorithmen,
- die Realisierung verschiedener Beleuchtungsmodelle (Diffuses Licht, Ambient Light, Reflexion, Glanz) und
- die einfache Zuordnung von Farbwerten unter Verwendung von Transferfunktionen.

Während die zur Verfügung gestellten Ray-Casting-Algorithmen und die verschiedenen Beleuchtungsmodelle bereits interaktiv genutzt werden können, erfolgt die Zuordnung der Farbwerte bislang sehr umständlich durch direktes Editieren textbasierter Farbtabellen.

4.2.2 Abgrenzung der Aufgabenstellung

Das bestehende System soll im Rahmen dieser Arbeit dahingehend erweitert werden, dass eine Zuordnung von Farb- und Opazitätswerten durch eine intuitive Bestimmung von Farb- und Opazitätsverläufen direkt in der Anwendung durchgeführt werden kann. Die umständliche Bearbeitung textbasierter Tabellen soll dabei vollständig durch eine für den Anwender leicht verständliche interaktive Schnittstelle ersetzt werden. Vor allem aber sollen auch andere bereits in der Anwendung realisierte Visualisierungstechniken weiterhin effizient und in Kombination mit den zu bewerkstelligenden Neuerungen genutzt werden können.

4.2.3 Anwendungsfallmodell

Die zu realisierenden Komponenten sollen eine intuitiv verständliche Konfiguration von Transferfunktionen ermöglichen. Mit ihrer Hilfe sollen die im Rahmen dieser Arbeit zu bestimmenden Farb- und Opazitätszuordnungen gefunden werden, die wiederum als Vorlagen für künftige Transferfunktionen dienen sollen. Im Hinblick auf eine mögliche spätere Nutzung im klinischen Betrieb sollen die auf diese Weise gesammelten Transferfunktionen in einem Katalog zusammengefasst werden, der, wie in Abbildung 4.1 gezeigt, eine einfache und an beliebige medizinische Datensätze angepasste Visualisierung erlaubt.

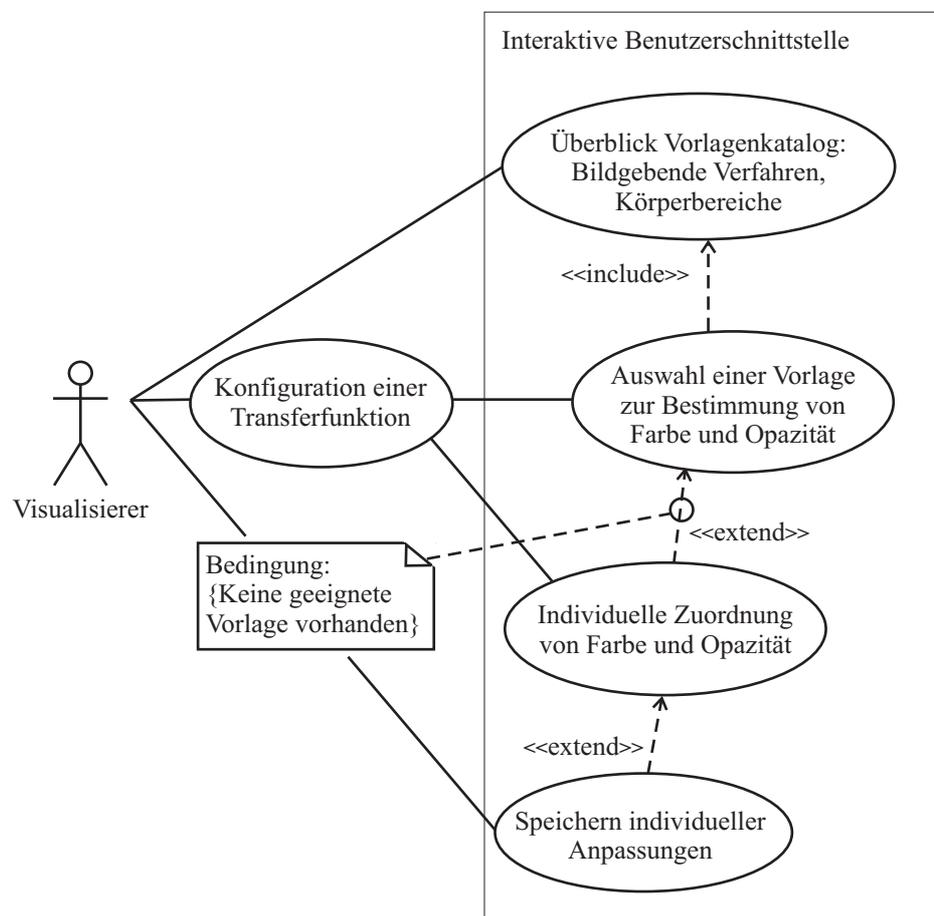


Abbildung 4.1: Anwendungsfalldiagramm für die interaktive Benutzerschnittstelle zur intuitiven Bestimmung von Transferfunktionen.

Durch die Bereitstellung zahlreicher an verschiedene medizinische Problem-

stellungen angepasster Vorlagen soll der mögliche Aufwand bei der Bestimmung neuer Transferfunktionen für unbekannte Datensätze verringert werden. Im Folgenden werden die wichtigsten Anwendungsfälle erläutert.

Auswahl einer Vorlage

Dem Anwender soll ein Vorlagenkatalog mit verschiedenen optimierten Transferfunktionen zur Verfügung gestellt werden, aus denen eine für den konkreten Datensatz geeignete Konfiguration bzw. Vorlage gewählt werden kann (Abb. 4.2).

<p>Anwendungsfall 1: Auswahl einer Vorlage</p> <p>Primärer Akteur: Visualisierer.</p> <p>Gültigkeitsbereich: MIP-Applikation (Vorlagenkatalog, Visualisierungssteuerung, Render-View)</p> <p>Vorbedingungen: Ein Basis-Set von verschiedenen an unterschiedliche medizinische Problemstellungen angepasste Transferfunktionen wurde zuvor erstellt und liegt auf dem System vor.</p> <p>Wichtigstes Erfolgsszenario:</p> <ol style="list-style-type: none">1. Der Visualisierer öffnet einen Volumendatensatz. Das System lädt den Datensatz.2. Der Visualisierer wählt eine für den Datensatz geeignete Konfiguration für die Zuordnung von Farbe und Transparenz.3. Das System generiert aus den gespeicherten Zuordnungen die entsprechende Transferfunktion und wendet diese auf die 3D-Render-View an.4. Der Benutzer interpretiert die angepasste Darstellung in der 3D-Render-View. <p>Erweiterungen:</p> <p>3a) Es liegt keine geeignete Vorlage vor. Weiter mit 4a.</p> <p>4a) Der Visualisierer nimmt eine <u>individuelle Zuordnung von Farbe und Opazität</u> vor.</p>

Abbildung 4.2: Anwendungsfall 1: Auswahl einer Vorlage.

Individuelle Zuordnung von Farbe und Opazität

Ist für den konkreten Datensatz oder die entsprechende medizinische Problemstellung keine geeignete Transferfunktion bzw. Vorlage vorhanden, so soll der Visualisierer eine individuelle Zuordnung der Farb- und Opazitätswerte vornehmen bzw.

eine gegebene Vorlage weiter anpassen können (Abb. 4.3). Dabei soll die Visualisierung der zu skizzierenden Farb- und Opazitätsverläufe interaktiv und für den Anwender transparent erfolgen. Vorgenommene Änderungen müssen deshalb parallel vom System verarbeitet und unmittelbar auf die 3D-Render-View angewandt werden.

<p>Anwendungsfall 2: Individuelle Zuordnung von Farbe und Opazität</p> <p>Primärer Akteur: Visualisierer.</p> <p>Gültigkeitsbereich: MIP-Applikation (Visualisierungssteuerung, Render-View)</p> <p>Vorbedingungen: Ein Datensatz wurde erfolgreich geladen.</p> <p>Wichtigstes Erfolgsszenario:</p> <ol style="list-style-type: none">1. Der Visualisierer <u>bestimmt den Verlauf der Opazität</u>.2. Das System blendet die nicht sichtbaren Bereiche aus und stellt die sichtbaren Bereiche dar.3. Der Visualisierer <u>definiert den gewünschten Farbverlauf bzw. die Farbzusordnungen</u> für die verschiedenen Gewebe.4. Das System überträgt die vorgenommenen Änderungen in eine entsprechende Transferfunktion und wendet diese auf die 3D-Render-View an.5. Der Visualisierer interpretiert die Zuordnungen in der gerenderten 3D-Render-View. <p>Erweiterungen:</p> <ol style="list-style-type: none">6. Der Benutzer <u>speichert die individuellen Anpassungen</u>. Weiter mit 4.

Abbildung 4.3: Anwendungsfall 2: Individuelle Zuordnung von Farbe & Opazität.

Speichern individueller Anpassungen

Wie zuvor beschrieben, kann im Idealfall eine vom Visualisierer für einen bestimmten Körperbereich oder entsprechend einer bestimmten Fragestellung vorgenommene Zuordnung von Farbe und Transparenz auf mehrere ähnliche Datensätze angewandt bzw. als Vorlage für andere, unbekannte Aufnahmen genutzt werden. Im Hinblick auf die Erstellung und Erweiterung eines Transferfunktionenkataloges muss daher das Speichern individuell vorgenommener Anpassungen ermöglicht werden.

4.3 Analyse

Grundvoraussetzung für die Erstellung eines umfangreichen Transferfunktionenkataloges ist eine flexible Bestimmung geeigneter Farb- und Opazitätszuordnungen. Das primäre Ziel ist daher die Entwicklung verschiedener leicht verständlicher GUI-Elemente, die eine effiziente Zuordnung von Farb- und Opazitätswerten ermöglichen. Im Folgenden wird erläutert, wie diese Zuordnungen bislang in der Anwendung realisiert wurden und wie durch die Bereitstellung neuer Steuerelemente die Bestimmung von Transferfunktionen im Sinne des Anwenders vereinfacht werden soll.

4.3.1 Bisherige Farbzuordnung in der MIP

Zu Beginn dieser Arbeit erfolgte die Zuordnung von Farb- zu Grauwerten über einen wie in Abbildung 4.4 gezeigten Dateieintrag. Für verschiedene anhand von Gewebetabellen ermittelte Grauwerte mussten bestimmte Farbattribute berechnet und in einer Datei gespeichert werden.

[Rainbow2]				Eintrag: Rainbow2			
RGB				Grauwert	R	G	B
0	0.0	0.0	0.0	0	0	0	0
16.667	1.0	0.0	0.0	683	255	0	0
33.333	1.0	0.8	1.0	1365	255	204	255
50.000	0.4	1.0	0.4	2048	102	255	102
66.667	0.1	0.0	0.4	2730	26	0	102
83.333	0.0	0.8	1.0	3413	0	204	255
100.00	0.0	0.0	1.0	4096	0	0	255

Abbildung 4.4: Dateieintrag für eine Farbzuordnung (links). Die erste Spalte enthält Grauwerte [0-100]; die nächsten drei Spalten die entsprechenden RGB-Farbwerte [0.0-1.0]. Die Tabelle rechts zeigt die Werte normiert auf die üblichen Intervalle: Grauwerte [0-4096]; Rot-, Grün- und Blauwerte [0-255].

Anschließend wurde die *Medical Imaging Platform* gestartet, ein Datensatz geladen und schließlich der entsprechende Eintrag über ein Dropdown-Menü ausgewählt. Da die theoretisch ermittelten Zahlenwerte in der Regel weiter verfeinert

und optimiert werden sollten, musste bei jeder weiteren Anpassung die Anwendung erneut gestartet und der Datensatz wiederholt geladen werden. Dieses Vorgehen gestaltete sich je nach Datensatz meist sehr zeit- und rechenintensiv und machte daher eine individuelle Zuordnung der Farbwerte beinahe unmöglich.

Ein weiteres Problem bestand darin, dass analog zur Bestimmung der Farbtabelle keine entsprechende Konfiguration von Opazitätszuordnungen vorgesehen war. Am folgenden Beispiel wird jedoch deutlich, dass individuelle Farb- und Opazitätszuordnungen in einem direkten Zusammenhang zueinander stehen und daher auch einheitlich behandelt werden sollten. Abbildung 4.5 zeigt eine CT-Thorax Aufnahme, die zunächst in der Anwendung geladen und für die über die früher übliche Dropdown-Leiste im so genannten *MIPVisualizationParameterPanel* ein Farbzusammenhang eingetragen ausgewählt wurde.

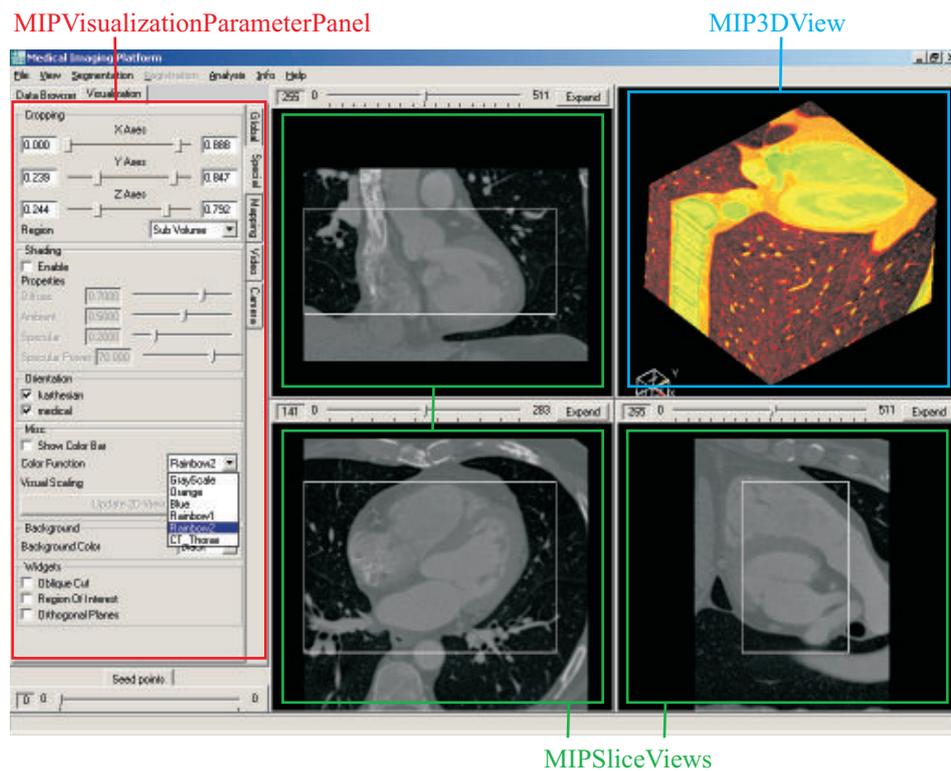


Abbildung 4.5: *Medical Imaging Platform*. CT-Thorax-Aufnahme. Auswahl eines Farbzusammenhangseintrages über ein Dropdown-Menü.

Anhand der in den 2D-Render-Views (*MIPSliceView*) dargestellten Querschnittsbilder wurde der relevante Bildausschnitt verkleinert bzw. der sichtbare Quader-

raum reduziert. Durch die im Beispiel gewählten Farbzunordnungen werden in der 3D-Render-View bzw. in der *MIP3DView* Herz und Blutgefäße farbig (grün, gelb, rot) und die umgebende Luft in den Lungenflügeln schwarz dargestellt. Das visualisierte Bild zeigt einen Quader, auf dessen Oberfläche Querschnitte von Herz und Aorta farbig erscheinen. Die das Herz umgebenden Koronararterien² verschwinden dabei im Schwarz der Luft; ihr exakter Verlauf kann nur erahnt werden. Da jedoch eine genauere Untersuchung dieser Arterien in der Medizin von großer Bedeutung ist, sollte der im Bild schwarz dargestellte, redundante Bereich der Luft unbedingt ausgeblendet werden.

4.3.2 Zuordnung der Opazitätswerte

Anders als bisher sollen Farb- und Opazitätszunordnungen analog und direkt in der Applikation definiert werden. Dazu werden in Anlehnung an die kommerzielle Anwendung *VolView Volume Visualization* verschiedene GUI-Komponenten entwickelt, mit deren Hilfe eine intuitive Bestimmung von Farb- und Opazitätsverläufen ermöglicht werden soll. Die individuelle Zuordnung der Opazitätswerte wird über das Setzen einzelner Stützpunkte realisiert. Dazu wird zunächst ein Histogramm aus den im Datensatz vorliegenden Grauwerten generiert, das die Häufigkeit der verschiedenen Werte im Datensatz angibt (Abb. 4.6).

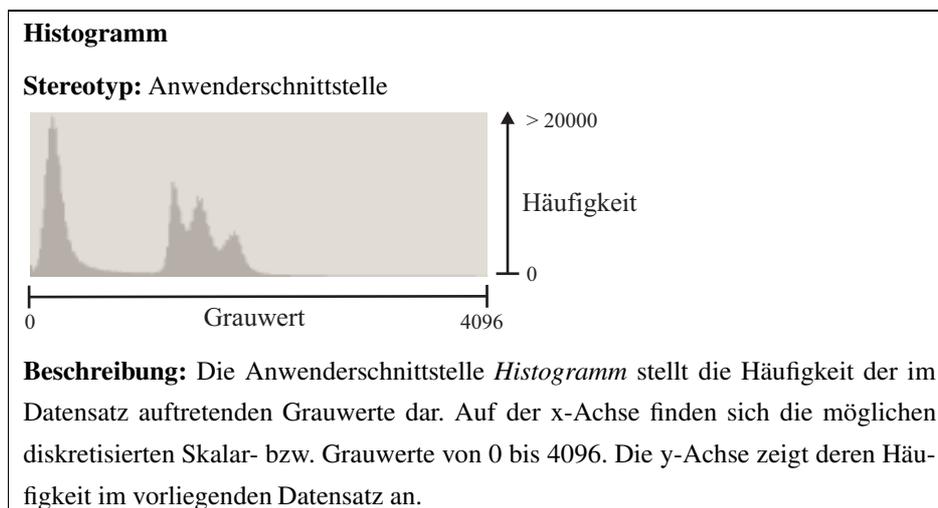


Abbildung 4.6: Anwenderschnittstelle Histogramm.

²Herzkranzgefäße. Arterien, die den Herzmuskel versorgen.

Zur Konfiguration der Opazitätszuordnungen skizziert der Anwender durch interaktive Manipulation einzelner Stützpunkte im Histogramm den Kurvenverlauf der zu bestimmenden Opazitätsfunktion (Abb. 4.7). Dabei wird jedem Stützpunkt ein Opazitätswert zwischen 0 und 1 zugeordnet.

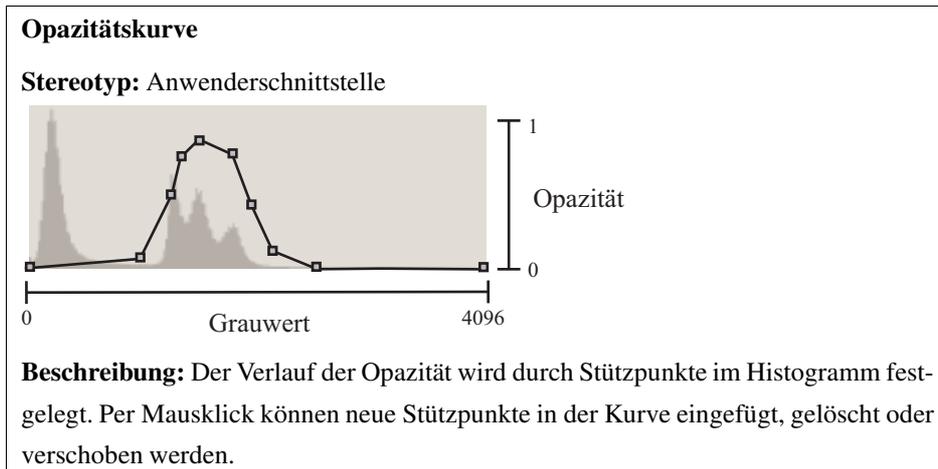


Abbildung 4.7: Anwenderschnittstelle Opazitätskurve.

4.3.3 Zuordnung der Farbwerte

Analog zur Bestimmung der Opazitätsverläufe wird auch die Zuordnung der Farbwerte über vom Benutzer gesetzte Stützpunkte definiert. Dazu werden drei Kurven für die Zuordnung von Rot-, Grün- und Blauwerten bestimmt (Abb. 4.8).

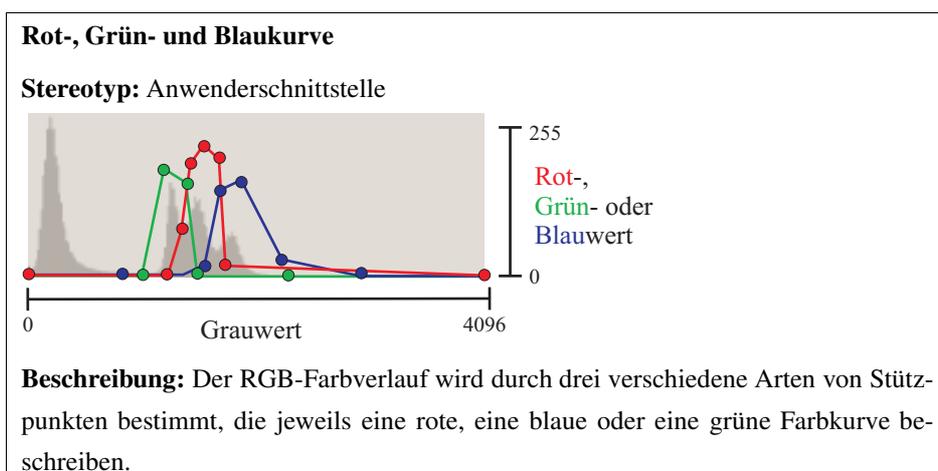


Abbildung 4.8: Anwenderschnittstelle Rot-, Grün und Blaukurve.

Dies hat den Vorteil, dass ähnlich wie bei der Opazitätszuordnung eine direkt nachvollziehbare graphische Bestimmung der mathematisch definierten Transferfunktionen möglich wird. Die Zu- oder Abnahme des Rot-, Grün- oder Blauanteils einer Farbe wird durch die Steigung der entsprechenden Kurve veranschaulicht. Der Nachteil dieser Darstellung besteht jedoch darin, dass es sich für den Anwender schwierig gestalten kann, eine individuelle Farbe wie Braun, Orange oder Himmelblau durch Addition eines Rot-, eines Grün- und eines Blauwertes zu bestimmen.

Neben der Zuordnung von Farbwerten über die drei RGB-Kurven, soll daher eine zweite Anwenderschnittstelle implementiert werden, die eine anwenderfreundliche Bestimmung einzelner Farben erlaubt. Dazu wird ein wie in *Anhang A Farbauswahl im HSV-Farbraum* erläutertes HSV-Farbrad realisiert, das dem Anwender die Auswahl einer Farbe über die für die menschliche Wahrnehmung intuitiven Größen Farbton, Farbsättigung und Helligkeit ermöglicht. Die mit Hilfe des HSV-Farbrades definierten HSV-Farbstützpunkte werden auf einer Parallelen zur Grauwertachse im Histogramm dargestellt (Abb. 4.9).

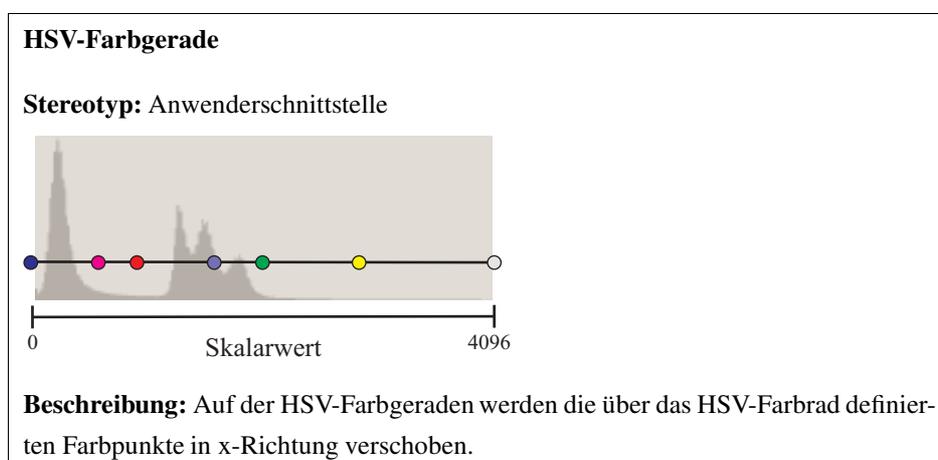


Abbildung 4.9: Anwenderschnittstelle HSV-Farbgerade.

Die Stützpunkte können vom Visualisierer entlang dieser Geraden verschoben und auf diese Weise den entsprechenden Grauwerten zugeordnet werden. Der aus den gesetzten HSV-Stützpunkten resultierende Farbverlauf wird anschließend durch lineare Interpolation der Stützpunkte ermittelt. Dabei besteht der wesentliche Unterschied zur Interpolation im RGB-Raum in der Art der Farbübergänge. Ein Farbübergang von Rot zu Blau bedeutet zum Beispiel im RGB-Raum die Ab-

nahme des Rot- und die Zunahme des Blauanteils, während im HSV-Farbraum alle drei Farbattribute interpoliert werden. Aus diesem Grund soll dem späteren Anwender ermöglicht werden, sowohl bei der Manipulation der Farbstützpunkte, als auch und insbesondere bei deren Interpolation zwischen beiden Farbräumen bzw. Darstellungen wechseln zu können.

4.3.4 Verarbeitung der Stützpunkte

Die vom Benutzer definierten Farb- und Opazitätsverläufe müssen interaktiv verarbeitet und mit Hilfe entsprechender Transferfunktionen auf die 3D-Render-View bzw. die so genannte *MIP3DView* übertragen werden. Dazu werden während der benutzergesteuerten Bearbeitung bestimmte Nachrichten zwischen den histogrammbasierten Farb- und Opazitätsbearbeitungspanels und der *MIP3DView* ausgetauscht. Zur Verwaltung des Zugriffs auf die verschiedenen Stützpunkte werden zwei neue Controllerklassen, der *MIPMappingColourController* und der *MIPMappingOpacityController* eingeführt (Abb. 4.10).

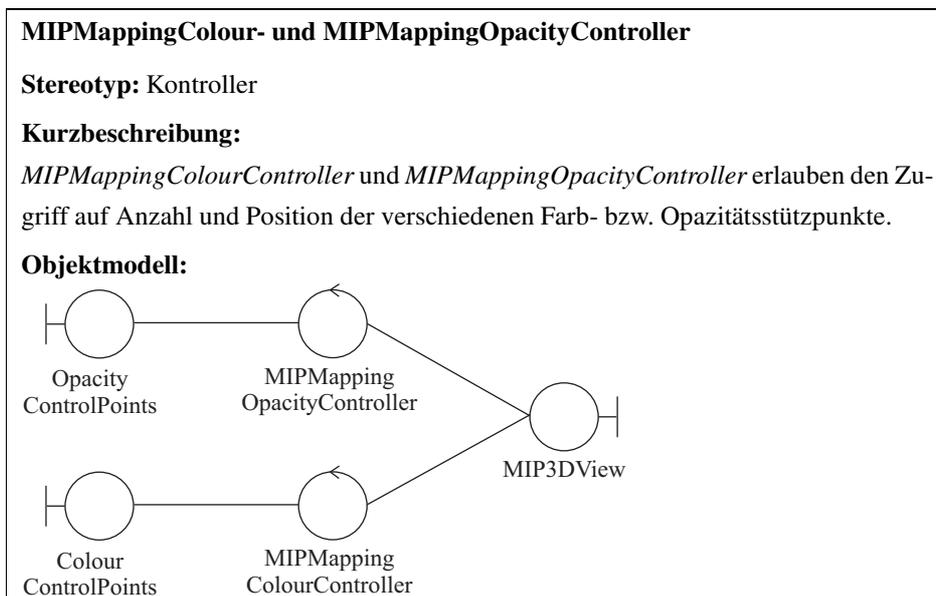


Abbildung 4.10: Controller *OpacityController*.

Verschiebt der Benutzer einen Stützpunkt, so müssen die einzelnen Koordinaten über diese Controllerklassen abgefragt, die aus ihnen resultierenden Farb- und Opazitätsverläufe ermittelt und auf die *MIP3DView* abgebildet werden.

4.4 Entwurf

Der Entwurf der interaktiven Benutzerschnittstelle befasst sich mit der technischen Umsetzung der zuvor analysierten Neuerungen und geht dabei insbesondere auf eine sinnvolle Integration der Komponenten in die bestehende Anwendung ein. Im Folgenden werden daher die architekturenspezifischen Vorgaben und die für den Aufbau der Implementierungen wesentlichen Design-Klassen und Mechanismen näher erläutert.

4.4.1 Architekturspezifische Vorgaben

Die Anwendung *Medical Imaging Platform* basiert auf den drei umfangreichen und kostenfreien C++-Bibliothekensammlungen, *Insight Segmentation and Registration Toolkit* (ITK), *Visualization Toolkit* (VTK) und *wxWidgets*³. Alle drei Pakete sind für die gängigen Betriebssystemfamilien *Linux*, *Microsoft Windows* und *Mac OS X* als *Open Source*⁴ verfügbar. Um die Kosteneffizienz und die Portierbarkeit der Anwendung sicherzustellen, werden bei der Realisierung neuer Komponenten ausschließlich die von den enthaltenen Bibliotheken bereitgestellten Schnittstellen verwendet.

Die beiden Pakete der Firma *Kitware Inc.*, *Visualization Toolkit* und *Insight Segmentation and Registration Toolkit*, beinhalten unter anderem eine sehr mächtige Sammlung von Werkzeugen für die medizinische Bildverarbeitung. Das *Insight Segmentation and Registration Toolkit* stellt verschiedene Filter und Filterketten zur direkten Analyse und Manipulation von Bilddatensätzen zur Verfügung und soll im Rahmen dieser Arbeit zur Generierung der Grauwertistogramme genutzt werden. Das *Visualization Toolkit* ermöglicht unter anderem die bildliche Darstellung von Volumendaten und bietet dafür eine Vielzahl von Visualisierungsmöglichkeiten. Es stellt eine abstrakte und flexible Schnittstelle zur *OpenGL*⁵ und damit zur Hardware dar. Darüber hinaus unterstützt es auch die für die Arbeit entscheidende Verwendung von Transferfunktionen und verfügt über verschiedene Routinen zur Bestimmung und Umrechnung von Farbattributen.

³URL: <http://www.wxwidgets.org>.

⁴Öffentlich zugänglicher Programmcode, der vervielfältigt und verändert werden darf.

⁵Softwareschnittstelle für Graphikhardware, die die Realisierung interaktiver dreidimensionaler Anwendungen unterstützt [10].

Eine besondere Bedeutung bei der Implementierung der neuen GUI-Steuer-elemente kommt der Frameworklösung *wxWidgets* zu. *wxWidgets* (früher: *wxWindows*) bietet eine betriebssystemnahe Lösung zur vereinfachten Implementierung vielseitiger Anwendungen, welche auf bequeme Art und Weise auf verschiedene Systeme portiert werden können. Ihr primärer Vorteil liegt in der direkten Nutzung plattformabhängiger Funktionen über eine einheitlich definierte Anwendungsprogrammierungsschnittstelle (API, engl.: *Application Programming Interface*). Dadurch wird eine direkte Verwendung von system- und benutzerspezifischen Desktopelementen (einheitliches *Look And Feel*) sowie der unmittelbare Zugriff auf bestimmte Systemressourcen (Festplatte, Netzwerk, Ein- und Ausgabegeräte usw.) ermöglicht [11].

Neben den gängigen von *wxWidgets* bereitgestellten Steuerelementen wie Buttons, Textfelder, Dateidialoge usw. sollen im Rahmen der Arbeit auch andere interaktive GUI-Komponenten wie zum Beispiel editierbare Farb- und Opazitätskurven oder ein Widget zur benutzergesteuerten Auswahl einer Farbe realisiert werden. Da derartig individuelle Elemente meist mit einem hohen Implementierungsaufwand verbunden sind, sollen ihre Schnittstellen möglichst verständlich und im Hinblick auf künftige Erweiterungen wieder verwendbar gestaltet werden. Aus diesem Grund wird versucht, bei der Realisierung der neuen Steuerelemente Syntax und Semantik der *wxWidgets*-Technologie nachzuahmen.

Wie zuvor beschrieben, soll die Bestimmung von Farb- und Opazitätszuordnungen analog und im Sinne des Anwenders durch ähnliche Bedienungselemente realisiert werden. Die zahlreichen Gemeinsamkeiten der Farb- und Opazitätsbearbeitungspanels sollen daher auch bei der Realisierung der verschiedenen GUI-Elemente berücksichtigt und durch die Verwendung gemeinsamer Basisklassen einheitlich behandelt werden. Durch die konsequente Einhaltung dieser Vorgaben sollen Redundanzen vermieden und der Aufwand bei der Implementierung reduziert werden.

4.4.2 Signifikante Design-Klassen

Im Folgenden werden die wichtigsten für die Architektur der Implementierung relevanten Klassen vorgestellt. Sie werden zunächst wie in Tabelle 4.1 abgebildet entsprechend der von ihnen repräsentierten Stereotypen⁶ gegliedert.

Stereotyp	Klassen für die Zuordnung	
	von Farbe	von Opazität
Kontroller	MIPMappingColour- Controller	MIPMappingOpacity- Controller
	MIPVisualizationParameterChangeManager	
Anwenderschnittstelle	wxRGBHistogramPanel wxHSVHistogramPanel	wxOpacityHistogramPanel
	MIPVisualizationParameterPanel	
	MIP3DView (MIPSliceView)	
Entität ⁷	MIPHistogramDataReader	
	MIPMappingArchiveReader MIPMappingArchiveWriter	

Tabelle 4.1: Architekturkennzeichnende Klassen für die Zuordnung von Farbe und Opazität; sortiert nach Stereotypen.

Die Anwenderschnittstelle der *Medical Imaging Platform* besteht wie in der *Analyse* beschrieben aus dem *MIPVisualizationParameterPanel* sowie den einzelnen Render-Views. Das *MIPVisualizationParameterPanel* enthält verschiedene gängige Steuerelemente aber auch individuell gestaltete GUI-Komponenten und -Komposita, die die Manipulation verschiedener Visualisierungsparameter ermöglichen. Die zu realisierenden interaktiven Steuerelemente für die Zuordnung von Farbe und Opazität sollen in den entsprechenden Bearbeitungspanels *wxOpacityHistogramPanel*, *wxRGBHistogramPanel* und *wxHSVHistogramPanel* gekapselt und auf dem *MIPVisualizationParameterPanel* platziert werden.

Bei der Visualisierung der medizinischen Aufnahmen werden prinzipiell zwei Arten von persistenten Daten verarbeitet. Zum einen wird bei der Generierung der Grauerthistogramme ein Zugriff auf die eigentlichen Volumen- bzw. auf die me-

⁶Einsatzgebiete einer Klasse im Sinne der UML.

⁷Stereotyp der den Zugriff auf persistente Daten ermöglicht.

dizininischen Rohdaten realisiert. In diesem Zusammenhang wird eine neue Entität, der *MIPHistogramDataReader*, eingeführt. Er bewerkstelligt eine Analyse der vorliegenden Datensätze und stellt die dabei ermittelten Histogramme anderen Klassen zur Verfügung. Zum anderen sollen vom Anwender angepasste Parameter in externen und wieder verwendbaren XML⁸-Konfigurationsdateien abgelegt werden können. Die im Verlauf dieser Arbeit zu bestimmenden Stützstellen der Farb- und Opazitätsverläufe sollen daher über die beiden zu realisierenden Klassen *MIPMappingArchiveWriter* und *MIPMappingArchiveReader* gespeichert und wiederhergestellt werden.

Die Kommunikation der einzelnen Anwenderschnittstellen und Entitäten untereinander wird über verschiedene Controllerklassen bewerkstelligt. Dabei wird der allgemeine Nachrichtenaustausch in der Anwendung üblicherweise vom *MIPVisualizationParameterChangeManager* realisiert. Im Folgenden sollen jedoch primär die für das Mapping bzw. die Zuordnung der Farb- und Opazitätswerte entscheidenden Controllerklassen, *MIPMappingColourController* und *MIPMappingOpacityController* genauer diskutiert werden.

4.4.3 Architekturspezifische Mechanismen

Entsprechend den zu Beginn des Kapitels erläuterten Anwendungsfällen müssen verschiedene Mechanismen zur Realisierung der Anwendungsszenarien verworklicht werden. Die folgenden Erläuterungen und Diagramme skizzieren die notwendige Kommunikation zwischen den beschriebenen Klassen und gehen dabei auf den logischen Aufbau der einzelnen Komponenten und deren Beziehungen zueinander ein.

Individuelle Zuordnung von Farbe und Opazität

Aufgrund der zuvor erläuterten Parallelen bei der interaktiven Zuordnung der Farbwerte und der Zuordnung der Opazitätswerte sollen zunächst beiden Szenarien gemeinsame Mechanismen erläutert werden. Dazu werden zunächst beispielhaft

⁸Extensible Markup Language (XML). XML ist ein sehr flexibles und vom *World Wide Web Consortium* (W3C) gefördertes Textformat mit zunehmender Bedeutung für den Austausch verschiedenartigster Daten [12].

die verschiedenen Abläufe bei der individuellen Zuordnung der Opazitätswerte beschrieben (Abb. 4.11).

1: Aktivieren

Der Visualisierer aktiviert das *wxOpacityHistogramPanel* und damit die interaktiven Steuerelemente.

2: Histogramm Daten anfordern

Das *wxOpacityHistogramPanel* fordert über den *MIPHistogramDataReader* die Histogramm Daten an.

3: Histogramm Daten senden

Die ermittelten Histogramm Daten werden an das *wxOpacityHistogramPanel* übermittelt, welches daraufhin deren graphische Darstellung realisiert.

4: Aktives Panel anmelden

Das aktive *wxOpacityHistogramPanel* meldet sich beim *MIPMappingOpacityController* an.

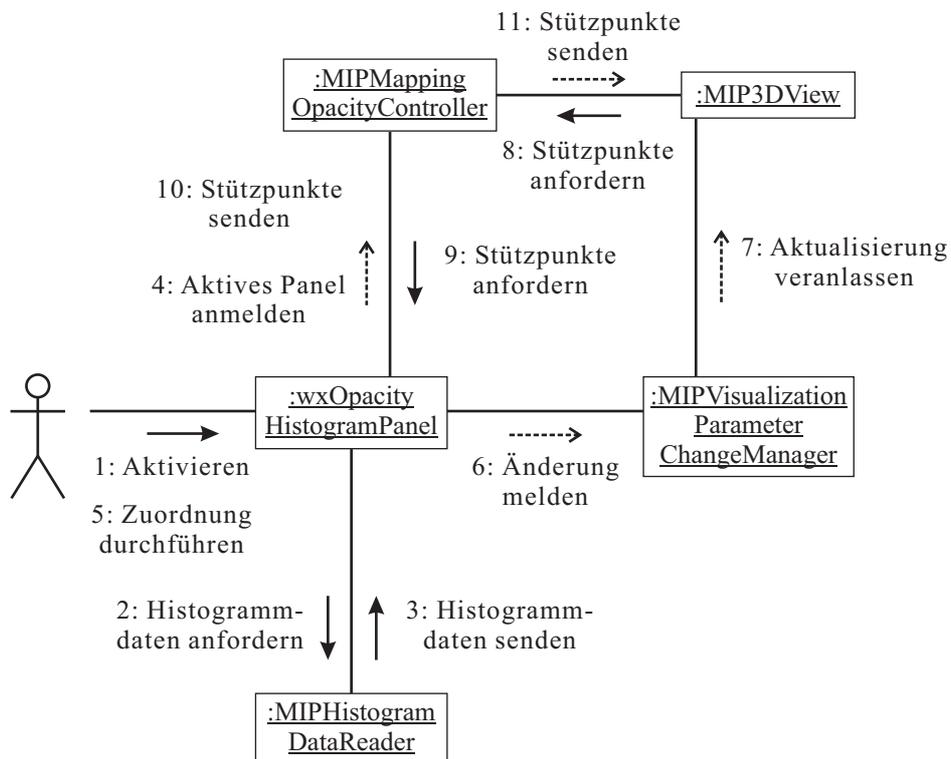


Abbildung 4.11: Ablauf bei der individuellen Zuordnung der Opazitätswerte.

5: Zuordnung durchführen

Basierend auf den dargestellten Histogrammwerten setzt der Visualisierer die Stützpunkte zur Bestimmung des Opazitätsverlaufs.

6: Änderung melden

Nach dem Einfügen eines neuen und nach jeder Manipulation eines vorhandenen Stützpunktes wird automatisch eine Nachricht an den *MIPVisualizationParameterChangeManager* weitergeleitet.

7: Aktualisierung veranlassen

Der *MIPVisualizationParameterChangeManager* benachrichtigt die *MIP3DView* und veranlasst ihre Aktualisierung.

8,9: Stützpunkte anfordern

Die *MIP3DView* fordert die Stützpunkte über den *MIPMappingOpacityController* an. Dieser wiederum leitet die Anfrage an das zuvor angemeldete aktive *wxOpacityHistogramPanel* weiter.

10,11: Stützpunkte senden

Die aktuellen Stützpunkte werden ausgelesen und von der Kontrollerklasse an das anfragende Render-View weitergereicht.

Die interaktive Bestimmung der Farbverläufe erfolgt ähnlich. Anstelle des *wxOpacityHistogramPanels* werden die Farbzuzuordnungen über die analoge Anwenderschnittstelle *wxRGBHistogramPanel* bzw. *wxHSVHistogramPanel* realisiert. Ebenso wird die Kontrollerklasse *MIPMappingOpacityController* durch den *MIPMappingColourController* ersetzt. Durch die dynamische Verwendung und Kombination unterschiedlicher histogrammbasierter Farb- und Opazitätszuordnungspanels können verschiedene Visualisierungsparameter analog manipuliert und verarbeitet werden.

Laden einer Vorlage

Die Hauptproblematik beim Laden von zuvor gespeicherten Stützstellen besteht in der für den Anwender anschaulichen Wiederherstellung der Kurvenverläufe sowohl in den entsprechenden Histogrammpanels, als auch in den Render-Views. Daher wird ein wie im Folgenden dargestellter Mechanismus realisiert, der zum einen den Zugriff auf die verschiedenen Panels und zum anderen die Aktualisie-

rung der Render-Views ermöglicht (Abb. 4.12).

1: Vorlage auswählen

Der Visualisierer wählt mit Hilfe eines Dateidialoges über das so genannte *wxMappingArchiveWidgets* eine zuvor gespeicherte Vorlage bzw. eine Konfigurationsdatei, in der konkrete Kurvenstützpunkte abgelegt wurden.

2: Dateiname übergeben

Das *wxMappingArchiveWidget* übergibt den Dateinamen für die Vorlage an den *MIPMappingArchiveReader* und veranlasst das Laden der Einstellungen.

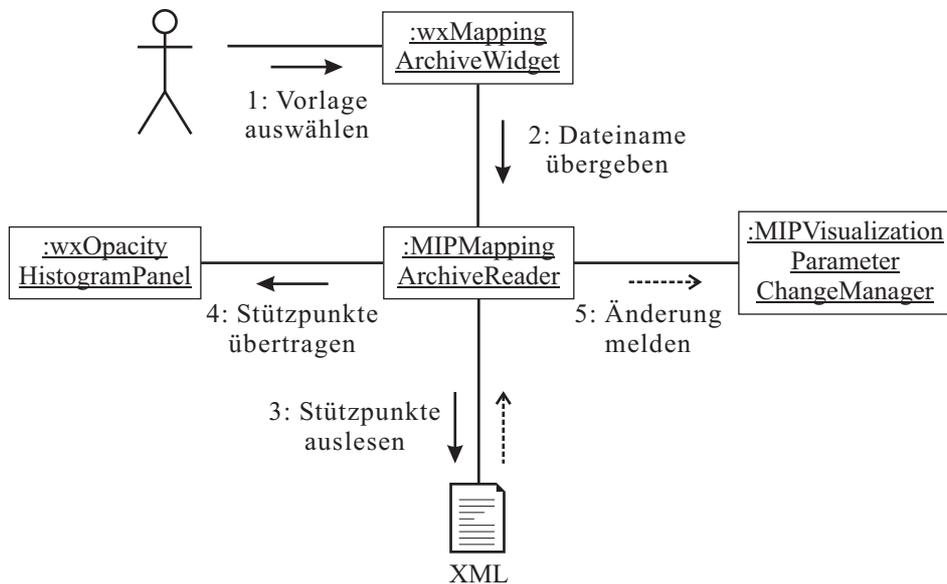


Abbildung 4.12: Ablauf beim Laden einer Vorlage.

3: Stützpunkte auslesen

Der *MIPMappingArchiveReader* liest die in der XML-Datei gespeicherten Stützpunkte.

4: Stützpunkte übertragen

Die ermittelten Stützpunkte werden auf das entsprechende *wxOpacityHistogramPanel* übertragen.

5: Änderung melden

Im Anschluss an die Wiederherstellung der Stützpunkte im *wxOpacityHistogramPanel* wird eine Nachricht an den *MIPVisualizationParameterChangeManager* geschickt, der wiederum das Aktualisieren der *MIP3DView* veranlasst.

4.4.4 Realisierung des Frameworks

Die Realisierung des Frameworks (dt.: Grundgerüst) befasst sich mit der konkreten Umsetzung der vorhergehenden Architekturüberlegungen. Dazu werden die für den Aufbau der Implementierung relevanten Klassen und deren Interaktion über konkrete Methoden erläutert.

Erfassung der Histogrammdaten

Die Ermittlung der Histogrammwerte erfolgt über verschiedene ITK- bzw. Segmentierungsfiler. Die im Datensatz auftretenden Grauwerte werden zunächst über den *ScalarToArrayCastFilter* in einem Array abgelegt und anschließend mit Hilfe des *ImageToHistogramGenerators* direkt in ein Histogramm konvertiert (Abb. 4.13).

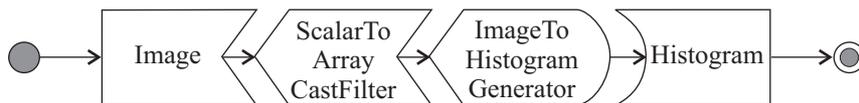


Abbildung 4.13: Bestimmung der Histogrammwerte über verschiedene ITK-Filer.

Die auf diese Weise ermittelte Grauwertverteilung wird über die *MIPHistogramDataReader*-Methode *GetScalarHistogramData()* in Form eines *MIPHistogramData*-Objekts anderen Klassen zur Verfügung gestellt (Abb. 4.14).

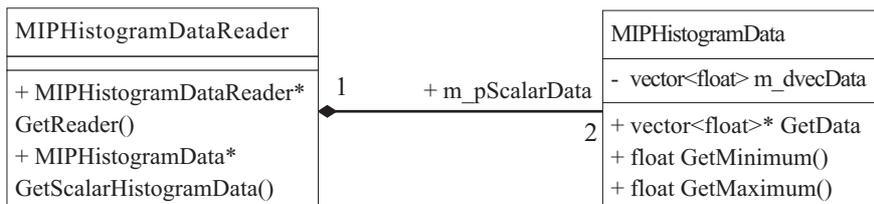


Abbildung 4.14: Die Singleton-Klasse *MIPHistogramDataReader* ermöglicht den Zugriff auf die Werte des Grauerthistogramms.

Generierung der Histogrammpanels

Alle histogrammbasierten Bearbeitungspanels zur interaktiven Zuordnung von Farbe und Opazität werden von der abstrakten Klasse *wxHistogramPanel* abgeleitet.

Die abgeleiteten Klassen enthalten jeweils ein *wxHistogramPlot* bzw. eine Spezialisierung dieser Klasse. Sie verfügt über den Graphikkontext bzw. das Koordinatensystem, das sowohl für das Zeichnen der Histogrammwerte als auch der entsprechenden Verlaufskurven genutzt wird. Wie am Beispiel des *wxOpacityHistogramPanels* (Abb. 4.15) gezeigt, besteht eine derartige Kurve (hier: *wxOpacityCPCurve*) aus mindestens zwei Stützpunkten vom Typ *wxControlPoint*.

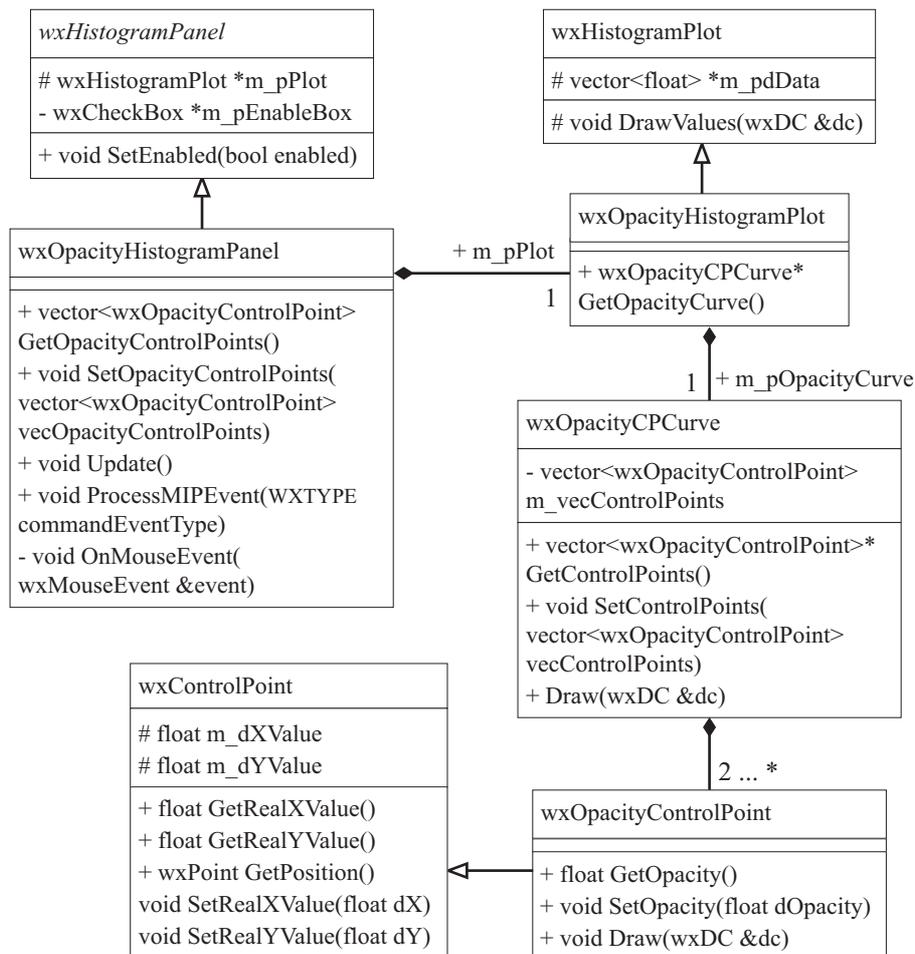


Abbildung 4.15: Die Singletonklasse *MIPHistogramDataReader* ermöglicht den Zugriff auf verschiedene Arten von Histogrammen.

Jedem Stützpunkt wird ein individueller Grauwert entsprechend seiner x-Koordinate im Histogramm zugeordnet. Der Grauwert kann direkt über die *wxControlPoint*-Methode *GetRealXValue()* abgerufen werden. Die y-Koordinate eines Punktes definiert den Wert der Opazität bzw. den Farbwert für den entsprechenden Grau-

wert⁹ und wird über die entsprechende Methode (hier: *GetOpacity()*) der spezialisierten Stützpunktklasse (hier: *wxOpacityControlPoint*) abgefragt.

Interaktive Verarbeitung der Stützpunkte

Die Aktualisierung der Farb- und Opazitätszuordnungen in der *MIP3DView* erfolgt durch indirekten Zugriff auf die Stützpunkte der aktiven Bearbeitungspanels. Die Klassen und Methoden der an diesem Prozess beteiligten Objekte werden in Abbildung 4.16 am Beispiel der Opazitätszuordnung skizziert.

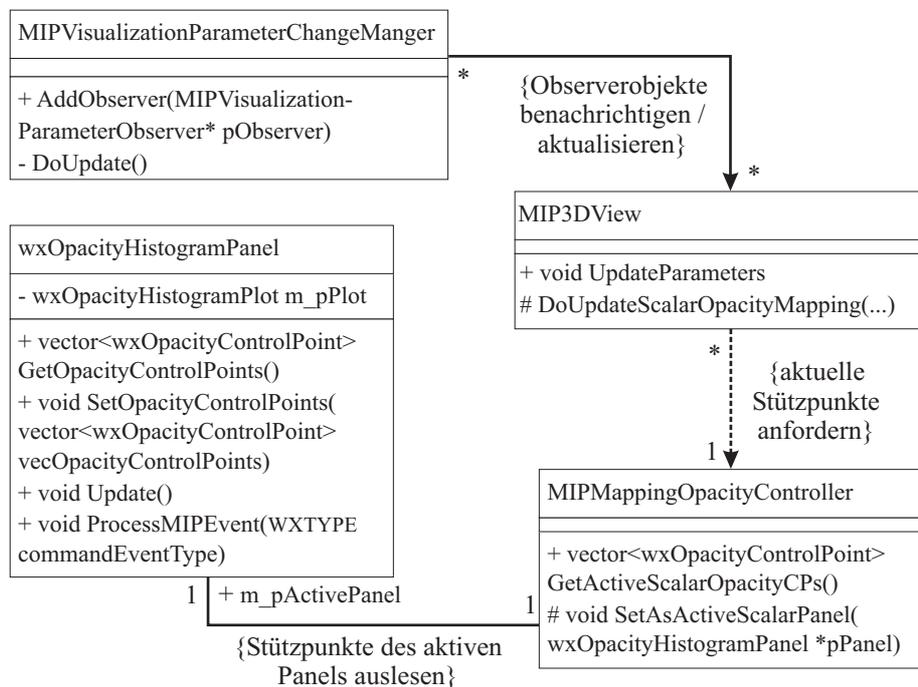


Abbildung 4.16: Der *MIPMappingOpacityController* stellt eine Verbindung zwischen der *MIP3DView* und dem aktiven *wxOpacityHistogramPanel* her.

Beim Aktivieren eines *wxHistogramPanel*s durch den Anwender wird vom betroffenen Panel aus die entsprechende *MIPMapping[...]Controller*-Methode *SetAsActive[...]Panel(...)* aufgerufen. Die Controllerklasse speichert eine Referenz auf das aktive *wx[...]HistogramPanel* und stellt somit den Zugriff auf dessen Stütz-

⁹Ausnahme: Bei der HSV-Geraden, die im Sinne der Implementierung auch eine Stützpunktkurve darstellt, hat die y-Koordinate keine Bedeutung und ist konstant. Die HSV-Farbattribute werden ausschließlich über das HSV-Farbrad manipuliert.

punkte her. Über ein aktiviertes *wxOpacityHistogramPanel*, *wxRGBHistogramPanel* oder *wxHSVHistogramPanel* werden dann die Koordinaten der vom Anwender manipulierten Stützpunkte an die *MIP3DView* weitergeleitet. Abbildung 4.17 skizziert diesen Vorgang und veranschaulicht die explizite Kommunikation der beteiligten Objekte über ihre Methoden.

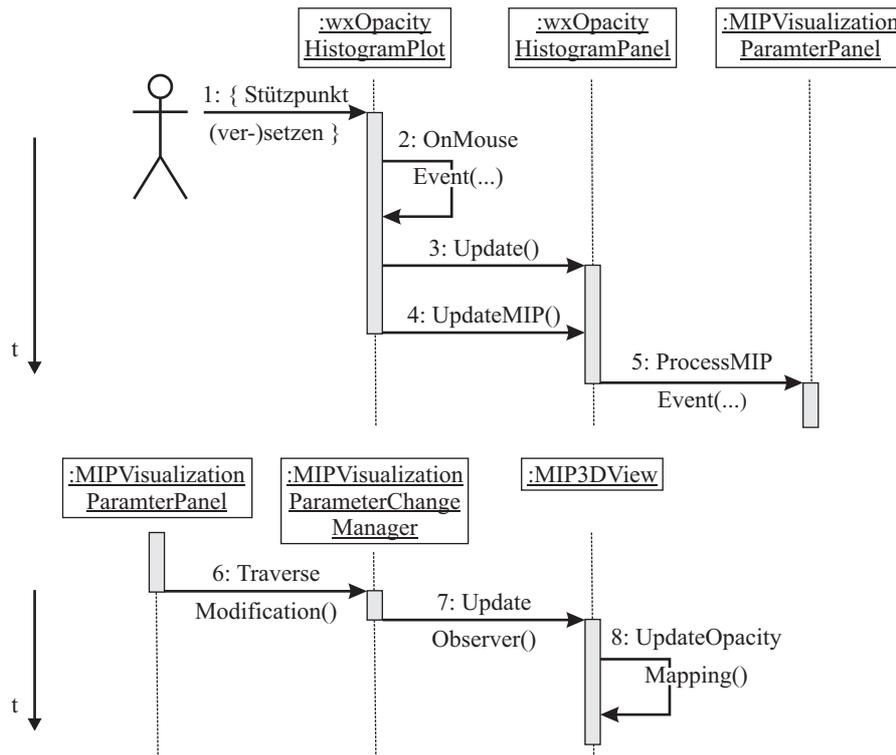


Abbildung 4.17: Benachrichtigung der *MIP3DView* über die vom Anwender vorgenommenen Änderungen.

Anschließend wird jedes *MIP3DView* durch den Aufruf seiner Methode *DoUpdate[...]*Mapping()** dazu aufgefordert, den im gerenderten Bild dargestellten Farb- oder Opazitätsverlauf zu aktualisieren. Das *MIP3DView* greift daraufhin direkt über die entsprechende *MIPMapping[...]*Controller**-Methode *GetActive[...]*CPs()** auf die gesuchten Stützpunkte zu.

Wiederherstellung gespeicherter Stützpunkte beim Laden einer Vorlage

Wie bereits angedeutet, müssen beim Laden einer Vorlage die gespeicherten Verlaufskurven bzw. Stützpunkte in den jeweiligen *wxHistogramPanels* neu gezeichnet werden, so dass anschließend eine für den Anwender anschauliche Übertragung der Zuordnungen auf die *MIP3DView* möglich wird. Abbildung 4.18 zeigt die konkreten Abläufe bei der Wiederherstellung der Stützpunkte.

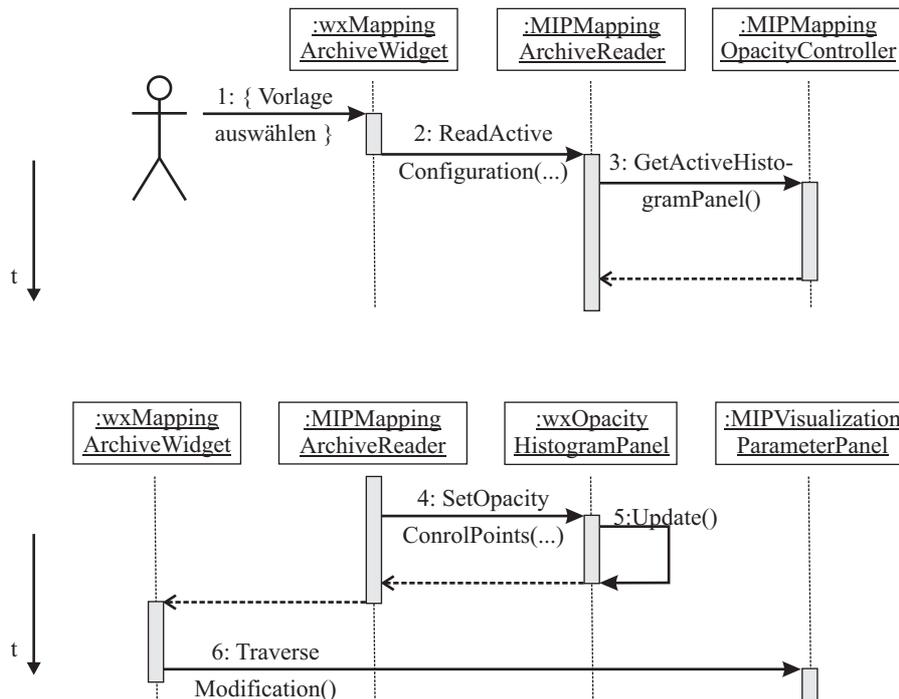


Abbildung 4.18: Wiederherstellung der Stützpunkte beim Laden einer Vorlage.

Die Anwendung der geladenen Farb- und Opazitätszuordnungen auf die *MIP-3DView* kann unter Umständen sehr viel Rechenzeit in Anspruch nehmen. Dem Visualisierer wird daher die Möglichkeit gegeben, eine automatisierte Generierung und Zuordnung der Transferfunktionen direkt im Anschluss an den Ladevorgang zu unterbinden. Dazu wird eine einfache Checkbox mit der Bezeichnung *Map To Views ⇒ 3D* realisiert. Durch Klicken der Checkbox aktiviert oder deaktiviert der Anwender die interaktive Aktualisierung der *MIP3DView*.

4.5 Zusammenfassung

Durch die Entwicklung spezieller GUI-Elemente wird dem Anwender eine intuitive Möglichkeit zur transparenten Konfiguration von Transferfunktionen gegeben. Die benutzergesteuerte Manipulation verschiedener Kurvenstützpunkte wird anders als bisher direkt in der Anwendung realisiert. Dadurch wird eine interaktive Visualisierung entsprechender Farb- und Opazitätsfunktionen möglich. Die vom Anwender definierbaren Transferfunktionen können anhand ihrer Stützpunkte über Konfigurationsdateien gespeichert und umgekehrt wieder hergestellt werden. Dies soll die Erstellung eines individuellen Transferfunktionenkataloges ermöglichen, der später für eine vereinfachte oder weiterführende Visualisierung ähnlicher oder auch unbekannter Datensätze genutzt werden soll.

Im weiteren Verlauf der Arbeit sollen die Fähigkeiten der entwickelten Visualisierungssteuerungskomponenten näher untersucht und deren möglicher Nutzen für die medizinische Praxis veranschaulicht werden.

Kapitel 5

Erstellung von Vorlagen

5.1 Einleitung

In diesem Kapitel wird ausgeführt, wie mit Hilfe der entwickelten interaktiven Benutzerschnittstelle eine optimierte und an verschiedene medizinische Problemstellungen angepasste Visualisierung medizinischer Bilddaten durchgeführt werden kann. Es soll gezeigt werden, wie durch eine flexible Konfiguration von Transferfunktionen bzw. durch eine individuelle Bestimmung von Farb- und Opazitätszuordnungen die praxisorientierte Darstellung computer- und magnetresonanztomographischer Aufnahmen verbessert und an verschiedene Erkrankungen, Verletzungen oder andere Anomalien angepasst werden kann.

Im Folgenden wird das generelle Vorgehen bei der Bestimmung verschiedener medizinisch sinnvoller Farb- und Opazitätszuordnungen beschrieben. Es werden konkrete Beispiele für eine an medizinische Problemstellungen angepasste Visualisierung vorgestellt, die zu deren Erstellung erforderlichen Schritte beschrieben und die dabei auftretenden Schwierigkeiten erläutert. Anschließend werden die im Verlauf der Arbeit ermittelten Farb- und Opazitätszuordnungen bewertet.

5.2 Generelles Vorgehen

Die primäre Aufgabe bei der Definition sinnvoller Farb- und Opazitätszuordnungen ist das Erkennen homogener Grauwertbereiche, die dem Visualisierer eine sichtbare Klassifikation verschiedener Gewebestrukturen ermöglichen. Einzelne vom

Visualisierer zu bestimmende Grauwertbereiche müssen entsprechend der zugrunde liegenden Gewebestrukturen farblich dargestellt oder über eine zu definierende Opazitätsfunktion ausgeblendet werden. Im Folgenden werden die zu bewerkstellenden Aufgaben zur Bestimmung allgemein sinnvoller Farb- und Opazitätszuordnungen für unbekannte Datensätze erläutert.

5.2.1 Analyse der Grauerthistogramme

Eine genaue Kenntnis darüber, welche im Datensatz vorliegenden Grauwerte welches Gewebe repräsentieren entscheidet darüber, ob und inwieweit die unterschiedlichen Strukturen später erkannt und hervorgehoben werden können. Liegen keine Informationen über die in einem konkreten Datensatz auftretenden Grauwerte und den ihnen entsprechenden Gewebestrukturen vor, so gibt die Analyse der in den entwickelten Farb- und Opazitätszuordnungspanels dargestellten Grauerthistogramme eine erste Orientierungshilfe. Anhand der gezeigten Häufigkeitsverteilung werden zunächst Schwellenwerte zwischen unterschiedlich regelmäßig auftretenden Gewebebereichen bestimmt und diesen verschiedene Farb- oder Opazitätswerte zugeordnet (Abb. 5.1).

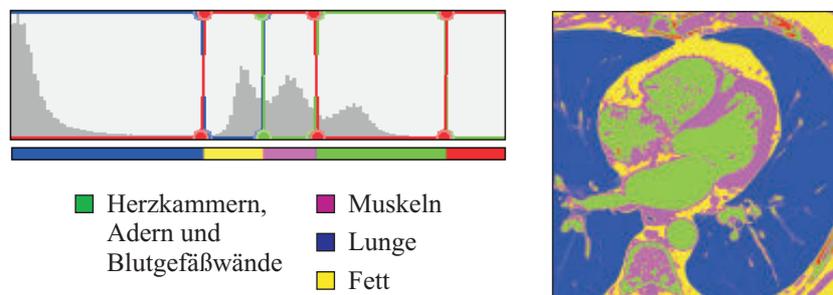


Abbildung 5.1: Transversaler CT-Thorax-Querschnitt (rechts). Durch Zuordnung unterschiedlicher Farbwerte zu den verschiedenen CT-Bergen im Histogramm (links) wird eine farbliche Bestimmung verschiedener Gewebebereiche realisiert.

Eine derartig oberflächliche Analyse lässt jedoch meist noch keine vollständige Bestimmung aller darzustellenden Gewebe und Gefäße zu. Daher müssen die ermittelten Zuordnungen weiter verfeinert und zusätzliche Gewebegrenzen definiert werden. Zum Beispiel können zwischen zwei gefundenen Schwellenwerten verschiedene leicht unterscheidbare Farbstützpunkte definiert, die anhand der ent-

sprechenden Transferfunktion dargestellte Farbzuordnung mit Hilfe der 3D-Ansicht evaluiert und im nächsten Schritt wiederum erneut angepasst werden. Abbildung 5.2 veranschaulicht, wie durch ein derartiges experimentelles Vorgehen die Erhöhung der farblichen Kontraste im gemeinsamen Grau- bzw. CT-Wertebereich von Herzkammern, Adern und Gefäßwänden (im vorhergehenden Beispiel grün dargestellt) die Unterscheidung der einzelnen Strukturen erleichtert werden kann.

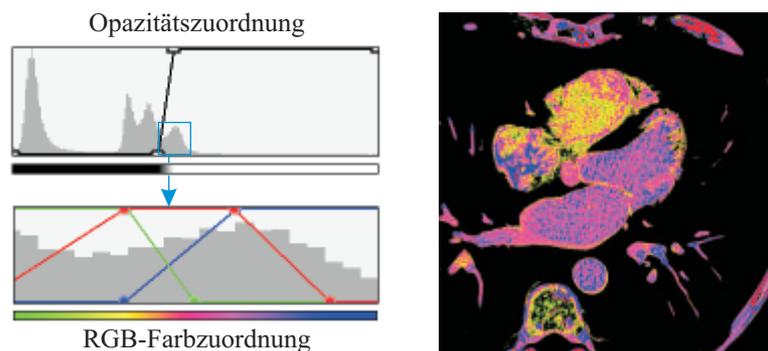


Abbildung 5.2: Transversaler Querschnitt einer CT-Aufnahme des Herzens. Die Definition zusätzlicher Farbstützpunkte (unten links) erhöht den farblichen Kontrast der betrachteten Strukturen. Im Bild wurden Muskeln, Lungen sowie Fettgewebe ausgeblendet.

5.2.2 Bestimmung Fotorealistischer Farbzuordnungen

Mediziner und Radiologen sind meist mit fotografischen Aufnahmen des menschlichen Körpers vertraut, wie sie in zahlreichen Anatomielehrbüchern und -atlanten zu finden sind. Um das Wiedererkennen menschlicher Organe in der Praxis zu erhöhen, wird daher, wie im Folgenden beschrieben, versucht, die Farbzuordnungen bei der Visualisierung von computer- und kernspintomographischen Aufnahmen an die realen Farben in Fotografien menschlicher Organe anzunähern.

Während einer wissenschaftlichen Studie am *University of Colorado Health Center*, dem sogenannten *Visible Human Project*, wurden von 1991 bis 1993 transversale Schnittbilder des menschlichen Körpers sowohl fotografisch als auch mit Hilfe von computer- und kernspintomographischen Verfahren aufgenommen. Dadurch wurde erstmals eine vollständige Gegenüberstellung von Präparaten und tomographischen Bildern möglich [13].

Im Rahmen dieser Diplomarbeit werden die damals gewonnenen Fotografien für eine realitätsnahe Zuordnung der Farbwerte zu in tomographischen Aufnahmen gemessenen Grauwerten herangezogen. Ein Abgleich der Bilder wird durch Messung der Farbwerte in den Fotografien und deren Übertragung in entsprechende Farbstützpunkte in der Anwendung realisiert (Abb. 5.3).

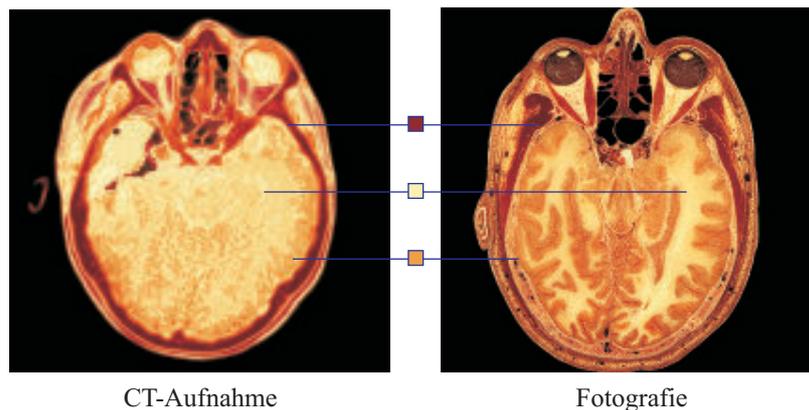


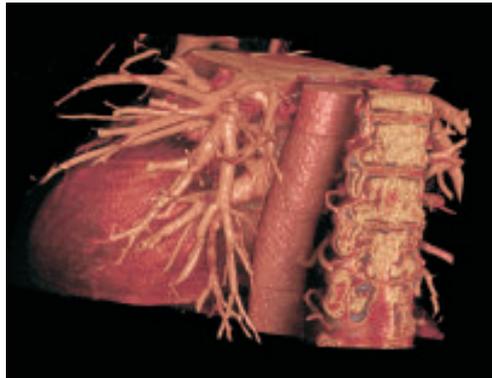
Abbildung 5.3: Transversale Schnittbilder des Kopfes. Die Farbgebung im CT-Bild wird an die realistischen Farben in der Fotografie [14] angeglichen.

Durch den schrittweisen Abgleich der Bilder können vor allem auch die für eine optimierte Visualisierung kritischen Randbereiche verschiedener Gewebe genau verifiziert und somit ungewollte Fehler abgefangen oder vermieden werden. Und dennoch, eine absolut farbgetreue Visualisierung von computer- oder kernspintomographischen Aufnahmen ist derzeit noch nicht möglich. Dies hat zwei wesentliche Gründe. Zum einen wird der Grad der Annäherung sehr von der Art und Qualität der tomographischen Aufnahme beeinflusst. Zum anderen überschneiden sich die Grauwertbereiche verschiedener Gewebestrukturen wie zum Beispiel die von Knochen und Blutgefäßwänden.

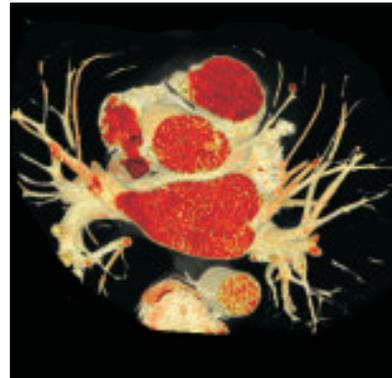
5.2.3 Ausblenden redundanter Gewebestrukturen

Die eigentlichen Vorteile der Visualisierung tomographischer Datensätze bestehen weniger in einer vollständig realitätsgetreuen Darstellung von Schnittbildern, sondern vielmehr in der Möglichkeit einer dreidimensionalen Betrachtung relevanter Organe oder Gefäßstrukturen. Dabei entscheidet das Einblenden relevanter bzw. das Ausblenden redundanter Bildinformationen wesentlich darüber, inwieweit die ge-

nerierten Bilder später in der medizinischen Praxis verwertet werden können. Zum Beispiel wird, wie in Abbildung 5.4 dargestellt, durch das Ausblenden von Haut, Lungen und Brustkorb eine interaktive Untersuchung von Herz und Blutgefäßen ermöglicht.



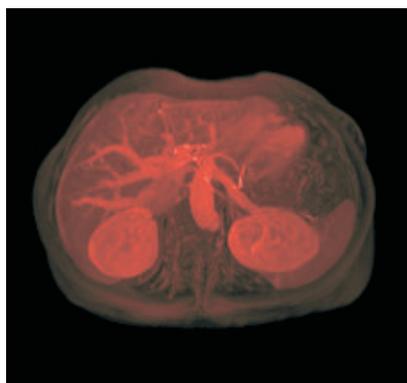
Herzmuskel, Herzkranzgefäße,
Aorta und Wirbelsäule



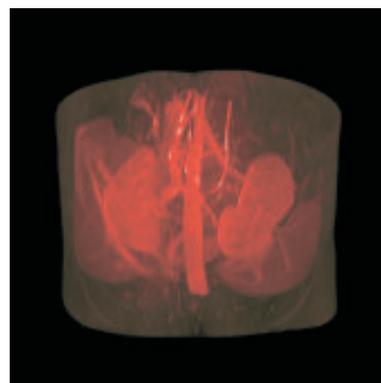
Herzkranzgefäße und
Hauptschlagadern von oben

Abbildung 5.4: CT-Thorax-Aufnahme. Isolierte Darstellung von Herzmuskeln und Gefäßen. Fotorealistische Farbzuordnung (links), gelbliche Färbung der Gefäßwände (rechts).

Ein anderes Beispiel für das Hervorheben relevanter Bildbereiche zeigt Abbildung 5.5. Durch eine halbtransparente Darstellung von Haut- und Muskelgewebe wird die Position der inneren Organe Leber, Nieren und Magen in Bezug zum Körper deutlich erkennbar.



Abdomen von oben



Abdomen von hinten

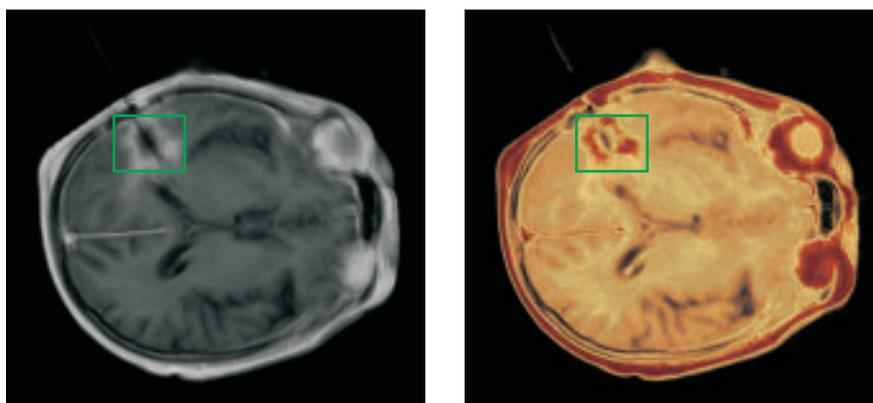
Abbildung 5.5: Halbtransparente Darstellung von Haut und Muskelgewebe.

5.3 Anpassung an medizinische Problemstellungen

Anhand der zuvor beschriebenen Schritte zu einer allgemeinen Visualisierung medizinischer Bilddaten werden im Rahmen dieser Arbeit verschiedene Farb- und Opazitätszuordnungen ermittelt und archiviert. Die auf diese Weise erstellten Vorlagen sollen im Hinblick auf eine spätere Nutzung durch den Radiologen bzw. Arzt an konkrete medizinische Problemstellungen angepasst und weiter verbessert werden. Im Folgenden werden einige Beispiele vorgestellt, die eine optimierte Darstellung verschiedener Krankheitsformen und Anomalien zeigen.

5.3.1 Tumorerkrankungen

Bei den meisten modernen Verfahren zur Behandlung von Tumorerkrankungen wird das nekrotische (dt.: absterbende) Gewebe radioaktiver Strahlung ausgesetzt. Um die dabei auftretende Strahlenbelastung für den Patienten zu minimieren, müssen die betroffenen Regionen möglichst exakt lokalisiert werden. Daher werden heute sowohl bei der Planung als auch bei der Durchführung operativer Eingriffe bildgebende Verfahren eingesetzt. Abbildung 5.6 zeigt einen Gehirntumor kurz vor einem operativen Eingriff. Über die im Bild zu erkennende Hohlnadel wird dem Patienten bei der Behandlung ein radioaktiver Stift eingeführt, der dort für einen kurzen Zeitraum Strahlung abgibt (Brachytherapie).



Gehirntumor in einem
MRT-Grauwertbild

Angepasste fotorealistische
Farbzuordnung

Abbildung 5.6: MRT-Aufnahme eines Kopfes kurz vor der Behandlung (Brachytherapie). In der Darstellung rechts wird der Tumor farblich hervorgehoben.

Die vielleicht etwas irritierende Tatsache, dass in der Abbildung Knochen- und Tumorgewebe in einer ähnlichen Farbe dargestellt werden ist auf verschiedene Faktoren des Bildgewinnungsvorganges zurückzuführen, wodurch eine Überlagerung der verschiedenen Grauwertbereiche verursacht wurde.

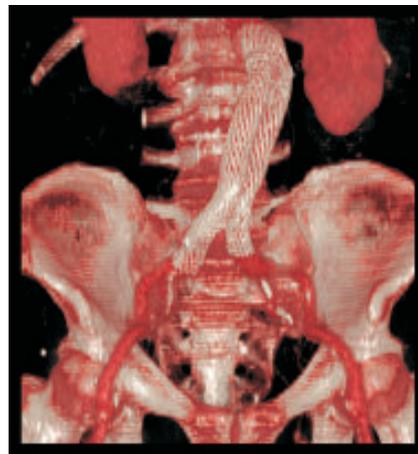
5.3.2 Aneurysmen und Blutgefäßerkrankungen

Blutgefäßerkrankungen wie die Arteriosklerose¹ rufen häufig Aneurysmen² hervor und stellen damit eine potentielle Gefahr für die Bildung von Arterienverschlüssen oder Arterienwandrissen dar. Derartige Beeinträchtigungen des Blutkreislaufs haben häufig Herzinfarkt, Schlaganfall und andere lebensbedrohliche Erkrankungen zur Folge. Die frühzeitige Diagnose der Arteriendegeneration entscheidet daher häufig über Leben und Tod eines Menschen.

Die Untersuchung von Blutgefäßen wird derzeit meist anhand von CT-Aufnahmen durchgeführt, da hier Knochen- und Gefäßstrukturen besonders gut sichtbar sind. Abbildung 5.7 zeigt einen Patienten, bei dem ein Aneurysma an der Aorta mit Hilfe eines speziellen Netzes, einem so genannten *Stent*, korrigiert wurde.



Knochen mit hohem Rotanteil



Knochen mit geringem Rotanteil

Abbildung 5.7: Abdomen mit Stent an der Aorta (CT). Im Bild links erscheinen sowohl Gefäße als auch Knochen rot. In der rechten Abbildung wurde der farbliche Kontrast durch eine semitransparente Darstellung des Grenzbereiches zwischen den verschiedenen Strukturen verbessert.

¹Ablagerungen von Kalk, Thromben, Blutfetten usw. in den Blutgefäßen.

²Permanente Ausweitung von arteriellen Blutgefäßen.

Da sich die Grauwertbereiche von Blutgefäßen und Knochengewebe überschneiden, ist hier eine Bestimmung der Grenzwerte sehr schwierig. Aus diesem Grund werden sowohl Knochen- als auch Gefäßstrukturen teilweise ausgeblendet und die vom Grenzbereich am weitesten entfernten Strukturen hervorgehoben. Nahe des Grenzbereichs muss darauf geachtet werden, dass ausreichend, aber nicht zu viele Strukturen sichtbar bleiben, die eine klare Wiedergabe der Gefäßwände nicht zu sehr beeinträchtigt. Dabei kann der erwünschte farbliche Kontrast der semitransparent dargestellten Knochen und Gefäße häufig erst bei einer hohen Renderqualität bestimmt und gut sichtbar gemacht werden (Abb. 5.8).

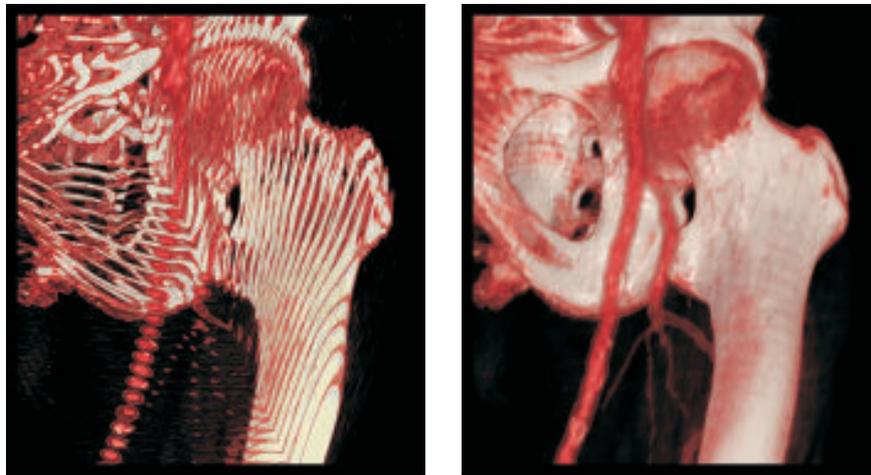


Abbildung 5.8: Linkes Hüftgelenk (CT). Die exakte Grauwertgrenze zwischen Knochen und Blutgefäßen wird erst bei hoher Renderqualität (rechts) genau erkennbar. Bei geringer Renderqualität (links) ist eine experimentelle Bestimmung des Grenzbereichs schwierig.

Je höher die Renderqualität beim Raycasting, desto mehr Voxel und die von ihnen repräsentierten Farbattribute werden durchlaufen und hinzuaddiert und desto besser können die verschiedenen Strukturen unterschieden werden. Der damit verbundene hohe Rechenaufwand stellt heute trotz leistungsstarker moderner Rechensysteme ein enormes Hindernis für eine interaktive Visualisierung dar. Für eine optimale und gleichzeitige Darstellung von Knochen und Gefäßen ist daher häufig sehr viel Geduld und Erfahrung in der Konfiguration von Transferfunktionen erforderlich.

5.3.3 Unfallbedingte innere Verletzungen

In der Unfallchirurgie dient die Visualisierung innerer Organe häufig einer weitergehenden Diagnose äußerlich sichtbarer oder spürbarer Verletzungen. Bänderrisse, Hämatome³, Knochenbrüche usw. können erst durch entsprechende bildgebende Verfahren detailliert sichtbar gemacht werden. Ein Beispiel hierfür zeigt Abbildung 5.9. Im Bild werden die inneren Kopfverletzungen eines Verkehrsopfers durch geeignete Farbzuidnungen betont und veranschaulicht.

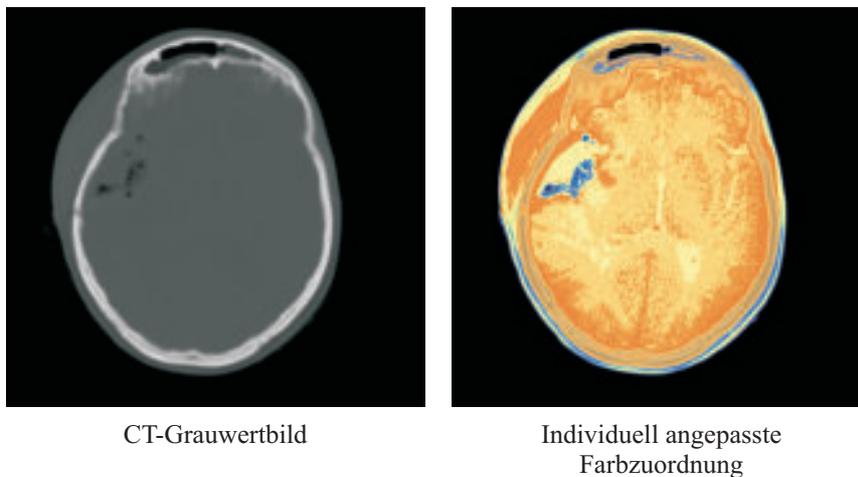


Abbildung 5.9: Hämatom mit Blutgerinnsel im linken Schläfenbereich des Kopfes.

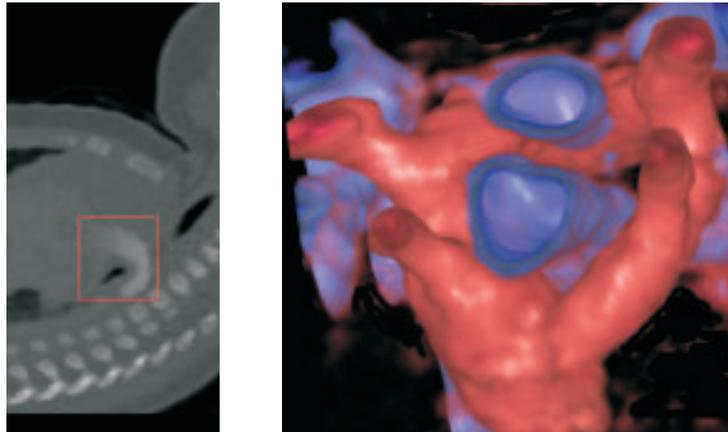
Im Beispiel wurde ausgehend von einer vordefinierten fotorealistischen Farbzuidnung versucht, die im Bild sichtbaren Blutgerinnsel möglichst signifikant (hier blau) und gleichzeitig die erkennbaren Gehirnstrukturen möglichst kontrastreich darzustellen. Der direkte Vergleich mit dem ursprünglichen Grauwertbild macht deutlich, wie durch eine geringfügige Anpassung zuvor bestimmter Transferfunktionen die Darstellung einer konkreten Verletzung erheblich verbessert werden kann.

5.3.4 Angeborene oder seltene Anomalien

Neben verschiedenen Erkrankungen und Verletzung sind vor allem auch angeborene oder entstandene Anomalien von Organen Gegenstand einer genaueren medizinischen Betrachtung. Ein mögliches Beispiel für die Visualisierung derartiger

³Blutansammlung(, Bluterguss) im Körper, die durch beschädigte Blutgefäße hervorgerufen wird.

Missbildung zeigt Abbildung 5.10. Anders als üblich, teilt sich bei dem untersuchten Kleinkind der Aortenbogen in zwei Arterienäste. Wie in der Abbildung gut zu erkennen, verläuft zwischen diesen beiden Ästen die Speiseröhre, die hier blau dargestellt wird. Das geringe räumliche Auflösungsvermögen in der Aufnahme ist auf die tatsächliche Größe des Kleinkindes zurückzuführen.



Grauwert-Querschnitt

Doppelter Aortenbogen, Speiseröhre

Abbildung 5.10: Doppelter Aortenbogen (rot) bei einem Kleinkind (CT). Bei dieser Form der Missbildung wird der Aortenbogen von der Speiseröhre (blau) geteilt.

5.4 Bewertung der ermittelten Transferfunktionen

Wie mit den zuvor gezeigten Beispielen angedeutet, konnten im Verlauf dieser Arbeit für verschiedene computer- und kernspintomographische Aufnahmen individuelle Farb- und Opazitätszuordnungen bestimmt und an konkrete medizinische Problemstellungen angepasst werden. Weitere interessante Darstellungen des menschlichen Organismus finden sich in *Anhang B Bildergalerie*.

Im Folgenden sollen die generierten Bilder mit automatisierten Darstellungen kommerzieller Anwendungen verglichen und die Wiederverwendbarkeit der gefundenen Transferfunktionen diskutiert werden.

5.4.1 Vergleich mit kommerziellen Darstellungen

Die wesentliche Stärke der im Verlauf der Arbeit realisierten Farb- und Opazitätsbearbeitungspanels liegt in ihrer individuellen Verwendbarkeit. Dies zeigt sich beim Vergleich der generierten Bilder mit den von kommerziellen Unternehmen wie *Siemens* oder *Toshiba* vorgestellten Darstellungen.

Anders als in automatisierten kommerziellen Anwendungen wie dem *Syngo InSpace Viewer* werden zum Beispiel zur Hervorhebung relevanter Gefäßstrukturen fotorealistiche Farb- und Opazitätszuordnungen zur Verfügung gestellt, die dann individuell angepasst werden können. In der Herzaufnahme in Abbildung 5.11 wird durch eine entsprechende Konfiguration der Opazitätszuordnungen eine halbtransparente Darstellung des Herzmuskelgewebes realisiert. Dadurch können weitere und vom Herzmuskel verdeckte Gefäße hervorgehoben werden.



Abbildung 5.11: Isolierte Darstellung des Herzens (CT). Links: Automatisierte Visualisierung mit der Anwendung *Syngo InSpace Viewer* [8]. Rechts: Eigene, angepasste Visualisierung mit halbtransparentem Herzmuskel.

Zusätzlich können durch entsprechende Farbzusordnungen bestimmte Konturen besser betont werden. Zum Beispiel können durch eine bewusst gewählte Färbung der Blutbahnen (hier: grau-weiß) die Blutgefäßwände deutlicher dargestellt werden (vgl. *Bildergalerie*, Abb. B.6 und B.7). Wie im Verlauf dieser Arbeit gezeigt wurde, kann dieses Vorgehen der individuellen Anpassung vordefinierter Transferfunktionen auf verschiedenste medizinische Aufnahmen und Problemstellungen übertragen werden.

Bei der Konfiguration medizinisch sinnvoller Farb- und Opazitätszuordnungen

wurde unter anderem ein besonderes Augenmerk auf eine optimierte Visualisierung von Knochen und Blutgefäßen in der CT-Angiographie gelegt. Anhand der Farbübergänge zwischen Knochen- und Gefäßstrukturen lässt sich hier sehr gut die Qualität einer definierten Transferfunktion abschätzen (Abb. 5.12).



Abbildung 5.12: Aufnahme des Abdomens (CT). Links: Anwendung *Syngo InSpace Viewer* [8]. Mitte: Darstellung der Firma *Toshiba* [16]. Rechts: Eigene Farb- und Opazitätszuordnung in der *Medical Imaging Platform*.

Während in der Anwendung *Syngo InSpace Viewer* Knochen und Blutgefäße üblicherweise in einer ähnlichen Farbe dargestellt werden (hier: Orange), präsentiert *Toshiba* eine sehr differenzierte Visualisierung der verschiedenen Strukturen. Die Knochen werden dazu ähnlich wie in der traditionellen Röntgentechnik weiß und halbtransparent abgebildet. Die für die medizinische Untersuchung relevanten Blutgefäße hingegen erscheinen opak und in einer rötlichen Farbe. Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde versucht diese kontrastreiche und daher gelungene Darstellung nachzuahmen bzw. die Grauwertgrenze zwischen Knochen- und Gefäßstrukturen möglichst exakt zu bestimmen. Die dabei gefundenen Farb- und Opazitätszuordnungen lassen eine recht gute Unterscheidung der verschiedenen Strukturen zu (vgl. *Bildergalerie*, Abb. B.8). Allerdings war eine halbtransparente Abbildung der Knochen nur bedingt, d.h. in Verbindung mit dem Verlust der Opazität von Blutgefäßen möglich. Die Ergebnisse zahlreicher Annäherungsversuche führen zu der Vermutung, dass die von *Toshiba* gewählte Darstellung wahrscheinlich nicht allein auf der Konfiguration entsprechender Transferfunktionen beruht. Möglicherweise basieren derartige Darstellungen auf einer Kombination zweier übereinander gelegter Bilder, die zur Bestimmung halbtransparenter Knochenstrukturen bzw. zur Definition nicht transparenter Gefäße erstellt wurden.

5.4.2 Wiederverwendbarkeit

Ein entscheidendes Kriterium für eine objektive Beurteilung der ermittelten Transferfunktionen ist der Grad ihrer Wiederverwendbarkeit für andere Datensätze. Der Grund dafür ist nicht nur die häufig sehr aufwendige Bestimmung der unterschiedlichen Gewebegrenzen, sondern vor allem der enorme Rechenaufwand bei der Visualisierung der interaktiv manipulierten Farb- und Opazitätsstützpunkte. Eine Verringerung des individuellen Anpassungsaufwands durch sinnvolle vordefinierte Farb- und Opazitätszuordnungen bedeutet daher eine wesentliche Reduktion der Rechenzeiten bei der Visualisierung. Vor diesem Hintergrund wurde versucht für möglichst viele verschiedene Aufnahmen die einzelnen Messwertbereiche der unterschiedlichen Gewebe möglichst exakt einzugrenzen.

Die Frage, inwieweit die gesammelten Farb- und Opazitätszuordnungen tatsächlich auf andere und unbekannte medizinische Datensätze angewandt werden können, kann leider nur für einen Teil der gezeigten Beispiele beantwortet werden. Prinzipiell ist es bei computertomographischen Aufnahmen möglich, eine einmal konfigurierte Transferfunktion mit geringem Aufwand auf ähnliche Datensätze zu übertragen. Ein Beispiel hierfür zeigt Abbildung 5.13.

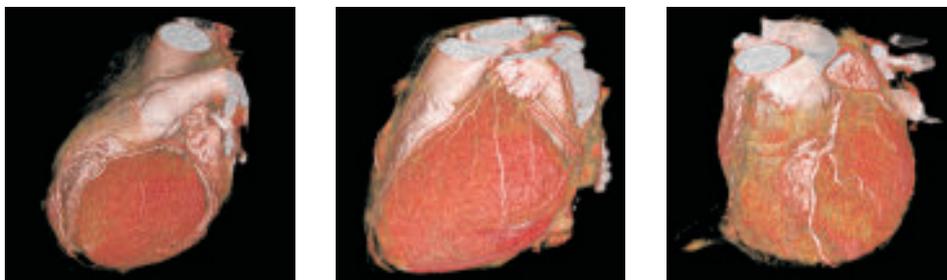


Abbildung 5.13: Anwendung einer konkreten Farbzuordnung auf verschiedene Aufnahmen des Herzens (CT).

An kernspintomographische Aufnahmen und an sehr spezielle medizinische Problemstellungen angepasste Zuordnungen können hingegen nur selten direkt übertragen werden. Hier ist eine experimentelle Visualisierung leider kaum zu vermeiden.

5.5 Zusammenfassung

Zur Bestimmung individueller und wieder verwendbarer Transferfunktionen wird versucht, bestimmte Grauwertbereiche bestimmten Gewebestrukturen zuzuordnen und diese dann entsprechend fotografischen Aufnahmen menschlicher Präparate einzufärben bzw. ein- oder auszublenden. Dazu wird zunächst das in der Anwendung generierte Grauerthistogramm analysiert und anhand der dargestellten Extrema versucht, die verschiedenen Gewebegrenzen zu definieren. Da sich die Grauwertbereiche verschiedener Gewebestrukturen häufig überschneiden, müssen bislang experimentell weitere Gewebegrenzen bestimmt werden.

Der primäre Vorteil der experimentellen Definition von Farb- und Opazitätszuordnungen gegenüber den von einigen kommerziellen Unternehmen bereitgestellten automatisierten oder halbautomatisierten Visualisierungsverfahren liegt in der Möglichkeit, sehr flexible und an sehr spezielle medizinische Problemstellungen angepasste Darstellungen zu generieren. Dabei konnte eine Wiederverwendbarkeit der ermittelten Transferfunktionen für bestimmte computertomographische Aufnahmen beispielhaft gezeigt werden.

Kapitel 6

Evaluierung der Anwendung und mögliche Erweiterungen

6.1 Einleitung

Nachdem, wie im vorhergehenden Kapitel beschrieben, die Fähigkeiten der entwickelten Visualisierungssteuerungselemente demonstriert werden konnten, ergibt sich schließlich die Frage, ob und inwieweit die realisierten Komponenten in Zukunft verwertet bzw. weiter genutzt werden können. Vor diesem Hintergrund soll im Folgenden die Bedienbarkeit der Anwendung diskutiert und auf mögliche Erweiterungen im Hinblick auf einen späteren Einsatz im klinischen Betrieb eingegangen werden.

6.2 Bedienbarkeit der Anwendung

Die Entwicklung der einzelnen Visualisierungskomponenten wurde neben funktionalen Tests auch von einer Usabilityprüfung durch verschiedene Experten (Mitarbeiter des Instituts) und Laien begleitet. Einige der von den Testpersonen angesprochenen Änderungen und Verbesserungsvorschläge konnten im Verlauf der Arbeit in die Anwendung integriert und aufgenommen werden. Dabei stellte sich heraus, dass trotz zahlreicher Bemühungen, die Konfiguration von Transferfunktionen möglichst transparent und für den Anwender nochvollziehbar zu gestalten, doch eine gewisse Einarbeitungszeit und ein grundlegendes Verständnis der ver-

wendeten Volumen-Rendering-Techniken und der konkreten medizinischen Fragestellungen erforderlich sind, um individuell sinnvolle Farb- und Opazitätszuordnungen bestimmen zu können.

Im Folgenden wird die Intuitivität der realisierten interaktiven Benutzerschnittstelle diskutiert und mit der kommerziellen Anwendung *VolView Volume Visualization* verglichen.

6.2.1 Intuitivität der Steuerelemente

Die im Verlauf der Arbeit realisierten Farb- und Opazitätsbearbeitungspanels ermöglichen eine graphisch nachvollziehbare Bearbeitung mathematischer Farb- und Opazitätsfunktionen. Sie stellen damit eine sehr genaue und transparente Repräsentation der von den verwendeten Visualisierungsbibliotheken zur Verfügung gestellten Transferfunktionen dar. Dem Anwender wird daher bereits bei der Nutzung ein intuitives Verständnis von Transferfunktionen vermittelt.

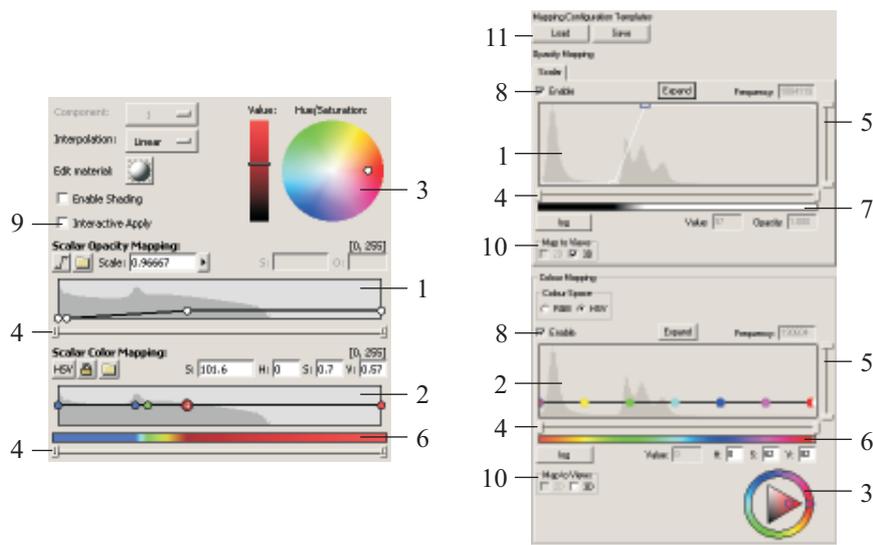
Ein Hauptproblem bei der interaktiven Visualisierung medizinischer Datensätze besteht derzeit im enormen Rechenaufwand. Um die Auswirkungen der interaktiv vorgenommenen Manipulation einer Transferfunktion erkennen und anschließend weiter optimieren zu können, ist je nach Größe des Datensatzes mit relativ hohen Wartezeiten zu rechnen. Diese Tatsache stellt ein erhebliches Hindernis für eine intuitive und individuelle Konfiguration großer Datensätze dar. Dennoch konnten mit Hilfe vordefinierter Transferfunktionen auch an langsameren Rechen-systemen individuell angepasste Visualisierungsergebnisse erzielt werden.

6.2.2 Vergleich zur Anwendung *VolView Volume Visualization*

Die Entwicklung der einzelnen Visualisierungssteuerungselemente orientierte sich im Wesentlichen an der kommerziellen Anwendung *VolView Volume Visualization*. Von ihr wurde die Idee einer transparent nachvollziehbaren Konfiguration von Transferfunktionen übernommen und dabei versucht, die Bedienbarkeit vor allem im Sinne der Recheneffizienz weiter zu verbessern.

Während in der Anwendung *VolView Volume Visualization* generell beim Laden eines Datensatzes sowie bei jeder Benutzerinteraktion Transferfunktionen generiert und auf alle 2D- und 3D-Render-Views angewandt werden, kann mit Hilfe der neu implementierten GUI-Komponenten die Ausführung dieser rechenintensi-

ven Vorgänge explizit gesteuert werden. Dazu werden in der *Medical Imaging Platform* zunächst ausschließlich Grauwertbilder generiert. Erst durch das Aktivieren eines Farb- oder Opazitätsbearbeitungspanels werden die einzelnen Grauwertistogramme berechnet und die interaktiv manipulierbaren Kurven dargestellt. Die automatische Anwendung der editierbaren Farb- und Opazitätskurven auf die 3D-Render-View erfolgt durch Auswahl der Checkbox *Map to views* \Rightarrow 3D (Abb. 6.1).



- | | |
|------------------------------|----------------------------------|
| 1 Opazitätsbearbeitungspanel | 7 Vorschau des Opazitätsverlaufs |
| 2 HSV-Farbbearbeitungspanel | 8 Aktivierung der Steuerelemente |
| 3 Steuerung der Farbwahl | 9 Kontinuierliche Anwendung |
| 4 Vertikale Zoomleiste | 10 Interaktive Anwendung |
| 5 Horizontale Zoomleiste | 11 Zugriff auf Vorlagenkatalog |
| 6 Vorschau des Farbverlaufs | |

Abbildung 6.1: Vergleich der eigenen Visualisierkomponenten (rechts) mit denen der kommerziellen Anwendung *VolView Volume Visualization* (links).

Durch das benutzergesteuerte Unterbinden kontinuierlicher Renderingprozesse können zum Beispiel mehrere Stützpunkte manipuliert werden, ohne dass entsprechende Funktionen implizit auf die 3D-Render-View angewandt werden müssen. Dies ist zum Beispiel dann sinnvoll, wenn in einer Aufnahme alle zunächst weiß dargestellten Knochenstrukturen und damit alle entsprechenden Stützpunkte gelb gefärbt bzw. parallel manipuliert werden sollen.

In der Anwendung *VolView Volume Visualization* wird ein entgegengesetzter

Ansatz verfolgt. Hier wird über eine Checkbox mit der Bezeichnung *Interactive Apply* eine interaktive Visualisierung während der Verschiebung eines einzelnen Stützpunktes ermöglicht. Dadurch können zum Beispiel während der Manipulation eines Helligkeitswertes analog zur Mausbewegung kontinuierlich neue Farbfunktionen generiert und in den Render-Views aktualisiert werden. Diese Funktionalität ist theoretisch zwar durchaus wünschenswert, lässt sich jedoch auf einem gängigen Rechensystem wie z.B. einem 2GHz-Computer mit 512 MB Arbeitsspeicher kaum nutzen.

Eine weitere Veränderung gegenüber der vorgestellten kommerziellen Anwendung ist die Bereitstellung einer *Expand*-Funktion. Sie ermöglicht die Bearbeitung der Farb- und Opazitätspunkte in einem frei skalierbaren externen Fenster. In Verbindung mit horizontalen und vertikalen Zoomleisten können dadurch die Positionen der verschiedenen Stützpunkte sehr exakt definiert werden. Diese Funktionalität ist vor allem bei der experimentellen Bestimmung von Grauwertgrenzen zwischen benachbarten Gewebestrukturen von großer Bedeutung (vgl. *Kapitel 5 Erstellung von Vorlagen*).

6.3 Automatisierte Bestimmung von Transferfunktionen

Da die individuelle Konfiguration von Transferfunktionen in Einzelfällen nach wie vor für den Anwender sehr aufwendig sein kann, beschäftigen sich derzeitige Bestrebungen in der medizinischen Bildverarbeitung mit verschiedenen Verfahren der Automatisierung. Neben der Anwendung vordefinierter Zuordnungen bzw. Vorlagen auf ähnliche Datensätze wird zunehmend versucht, auch das bislang experimentelle Vorgehen bei der Eingrenzung verschiedener Gewebe- bzw. Grauwertbereiche durch mathematische Algorithmen zu ersetzen.

Im Folgenden werden theoretische Vorüberlegungen für eine derartige Automatisierung vorgestellt und die Möglichkeit einer späteren Einbindung entsprechender Algorithmen in die bestehende Anwendung erläutert.

6.3.1 Theoretische Überlegungen

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurden Transferfunktionen mit Hilfe eindimensionaler Grauwertistogramme bestimmt. Anhand der in den Histogrammen er-

kennbaren Extrema wurde versucht die Grauwertgrenzen zwischen verschiedenen Gewebestrukturen zu ermitteln. Eine derartige manuell durchgeführte Analyse der Grauwertverteilung kann und sollte für eine Vielzahl von Datensätzen automatisiert werden. Leider konnte die Implementierung entsprechender Automatisierungsalgorithmen im zeitlichen Rahmen dieser Arbeit nicht realisiert werden.

Ein halbautomatisiertes Verfahren zur Analyse von Grauerthistogrammen zum Zweck einer vereinfachten Konfiguration von Transferfunktionen wurde von den Forschern der schwedischen *Linköping University* eingeführt [15]. Das Verfahren extrahiert Histogrammausschnitte in den Grauwertbereichen der berechneten Maximalwerte (*Partial Range Histograms*) und wendet auf die so gewonnenen Blöcke trapezoide Farb- und Opazitätsfunktionen an (Abb. 6.2). Die automatisch definierten Farb- und Opazitätszuordnungen können anschließend für die extrahierten Grauwertbereiche individuell angepasst werden. Da das Verfahren in einigen Fällen keine optimalen Ergebnisse bei der Erfassung relevanter Grauwertgrenzen benachbarter Strukturen liefern konnte, befassten sich die schwedischen Wissenschaftler außerdem mit einer Analyse der räumlichen Verteilung der verschiedenen Voxel.

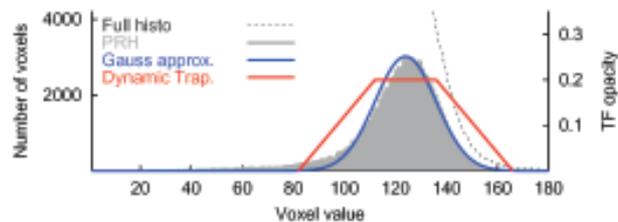


Abbildung 6.2: Halbautomatisierte Generierung von Transferfunktionen in *Partial Range Histograms* (PRHs) [15].

Anstelle einer rechenintensiven räumlichen Analyse der ermittelten Werte könnte die Bestimmung spezieller Grauwertgrenzen aber auch – wie im Rahmen dieser Arbeit gezeigt – durch eine individuelle Anpassung der im ersten Schritt gewonnenen Transferfunktionen direkt vom Anwender durchgeführt werden. Ein erstes Ziel könnte daher sein, die mit Hilfe bestimmter Algorithmen gewonnenen Grauwertgrenzen in direkt manipulierbare Farb- und Opazitätsstützpunkte in der Anwendung umzuwandeln. Eine derartige Erweiterung der entwickelten Visualisierungskomponenten wurde im Rahmen dieser Arbeit bereits angedacht und sollte wie im

Folgenden beschrieben umgesetzt werden.

6.3.2 Einbindung in die Anwendung

Wie in Kapitel 4 *Entwicklung einer interaktiven Benutzerschnittstelle* angedeutet wurden im Hinblick auf mögliche künftige Erweiterungen bereits verschiedene Schnittstellen definiert, die den Zugriff und die Manipulation der einzelnen Farb- und Opazitätsstützpunkte auch von außen erleichtern sollen. Die mit Hilfe möglicher Algorithmen bestimmten Grauwertgrenzen könnten daher direkt in die entsprechende Farb- oder Opazitätskurve in den jeweiligen Bearbeitungspanels übertragen werden. Auf diese Weise könnten nicht nur vordefinierte, sondern auch automatisch generierte Transferfunktionen vom Anwender weiter verfeinert oder individuell angepasst werden.

Bei der interaktiven Übertragung der berechneten Stützpunkte – zum Beispiel über einen *Compute CPs*-Button – in die verschiedenen Farb- und Opazitätskurven sollte unbedingt beachtet werden, dass zunächst die entsprechenden Grauwertistogramme generiert und die jeweiligen Bearbeitungspanels aktiviert werden müssen. Um Redundanzen und ungewollte Konflikte zu vermeiden, sollte über die bestehenden Methoden auf die ermittelten Histogrammwerte zugegriffen werden.

6.4 Einsatz im klinischen Betrieb

Auch wenn im Rahmen dieser Arbeit noch keine vollständig automatisierte Visualisierung medizinischer Bilddaten realisiert werden konnte, so konnte doch die Konfiguration individueller Transferfunktionen wesentlich vereinfacht werden. Der wichtigste Grund für eine weiterführende Verbesserung und Automatisierung der Anwendung ist letztlich das Ziel jeder medizinischen Anwendung, nämlich ihr möglicher späterer Einsatz im klinischen Betrieb. An dieser Stelle tritt meist die Diskrepanz zwischen den Vorstellungen des entwickelnden Informatikers und des medizinisch gebildeten Radiologen zu Tage. Trotz aller Bemühungen, die im Rahmen der Arbeit gewonnenen Erkenntnisse möglichst transparent und anschaulich weiterzugeben, sind daher wahrscheinlich weitere Anstrengungen erforderlich, um die Akzeptanz der Realisierungen in der medizinischen Praxis zu finden.

Im Folgenden soll im Hinblick auf einen möglichen Einsatz im klinischen Be-

trieb auf die Notwendigkeit weiterer Abstimmungen mit Medizинern und Radiologen eingegangen werden.

6.4.1 Medizinische Evaluierung

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde bei der Visualisierung der medizinischen Aufnahmen versucht, die in den Datensätzen vorliegenden Gewebestrukturen einerseits annähernd fotorealistisch und andererseits möglichst kontrastreich darzustellen. In Einzelfällen wurden verschiedene Erkrankungen erkannt und entsprechend farblich hervorgehoben. Inwieweit die gefundenen Farb- und Opazitätszuordnungen tatsächlich als praxistauglich bzw. als medizinisch sinnvoll zu bewerten sind muss jedoch letztlich von Medizинern selbst beurteilt werden.

Im Sinne einer weiterführenden medizinischen Optimierung der ermittelten Transferfunktionen und im Hinblick auf weitere Verbesserungen der implementierten Visualisierungskomponenten sollte in Zukunft ein enger Austausch zwischen Ärzten, Radiologen und Anwendungsentwicklern stattfinden. Bei der Einführung der Anwendung in einer spezialisierten Klinik wäre es zum Beispiel interessant, zunächst zusammen mit Radiologen und Anwendungsexperten gemeinsam eine Sammlung von bestimmten auf die individuellen Bedürfnisse der Klinik zugeschnittenen Transferfunktionen zu erstellen. Zum Beispiel könnte für eine spezialisierte Herzklinik direkt bei der Einführung der Anwendung ein individualisierter Vorlagenkatalog bestehend aus verschiedensten Vorlagen für verschiedene optimierte Darstellungen unterschiedlicher Herz- oder Gefäßerkrankungen sein.

6.4.2 Interaktiver Vorlagenkatalog

Um die Bedienbarkeit der Anwendung im klinischen Betrieb weiter zu erhöhen, wäre es wünschenswert die gewonnenen Transferfunktionen nicht wie bislang über einfache Dateidialoge sondern in einem interaktiv verwendbaren Vorlagenkatalog direkt in der Anwendung zur Verfügung zu stellen. Dabei sollte dem Radiologen die Möglichkeit gegeben werden, weitere individuelle Einträge vornehmen zu können. Ein derartiger Vorlagenkatalog sollte neben den ermittelten Farb- und Opazitätsstützpunkten auch zusätzliche Informationen wie eine Kurzbeschreibung der definierten Zuordnungen und die Art des verwendeten bildgebenden Verfahrens verarbeiten. Dementsprechend könnte ein Dialogfenster zum Laden eines zuvor

gespeicherten Transferfunktionseintrages wie in Abbildung 6.3 angedeutet aussehen. Beim Selektieren eines Eintrages im Vorlagenkatalog sollten die entsprechenden Zusatzinformationen angezeigt und, wenn möglich, ein zuvor gespeichertes Vorschaubild wiedergegeben werden. Dadurch wäre bereits vor der Anwendung einer vordefinierten Transferfunktion eine schnelle Abschätzung des zu erwartenden Bildes möglich.

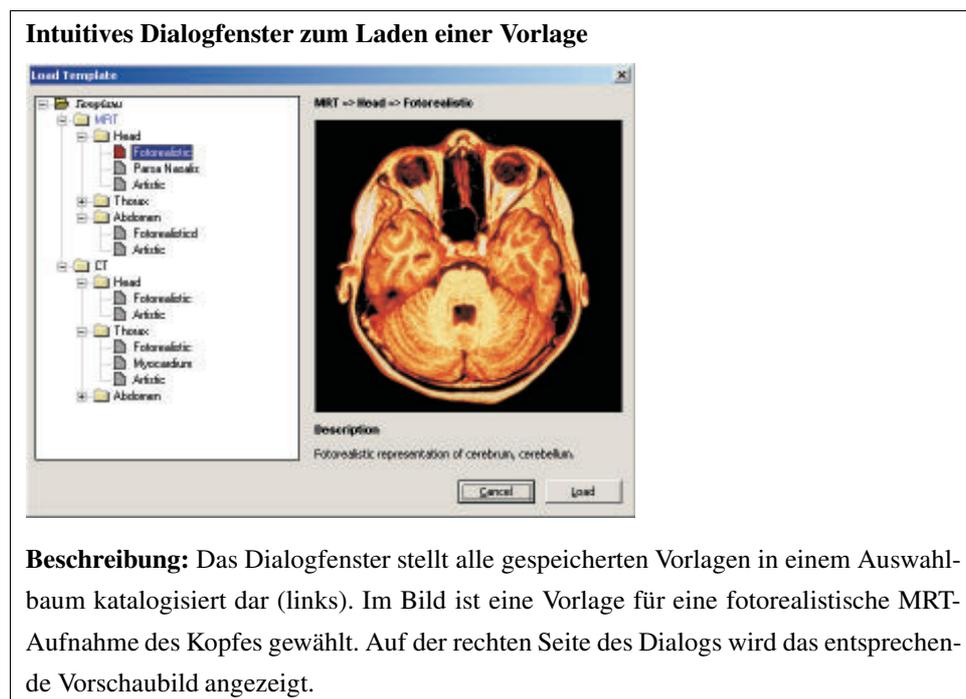


Abbildung 6.3: Interaktiver Vorlagenkatalog. Laden einer Vorlage.

6.5 Zusammenfassung

Mit der Realisierung der verschiedenen Visualisierungskomponenten konnte eine transparent nachvollziehbare Möglichkeit zur Konfiguration von Transferfunktionen geschaffen werden. Ein wesentliches Problem bei der intuitiven Erstellung individueller Farb- und Opazitätszuordnungen stellt jedoch der enorm hohe Bedarf an Rechenleistung dar. Aus diesem Grund wird dem Anwender die Möglichkeit gegeben rechenintensive Prozesse direkt selbst zu steuern bzw. auszusetzen. Darüber hinaus wird durch die Bereitstellung verschiedenster sinnvoller vordefinierter Transferfunktionen der individuelle Anpassungsaufwand bei der Visualisierung verringert.

Eine mögliche Automatisierung der teilweise umständlichen Bestimmung von Transferfunktionen wurde angedacht und sollte im Sinne des Anwenders direkt in die Anwendung integriert werden.

Im Hinblick auf einen möglichen späteren Einsatz im klinischen Betrieb sollten die realisierten Komponenten weiter abgestimmt werden. Eine mögliche Erweiterung könnte in diesem Zusammenhang ein interaktiv und vom Radiologen selbst editierbarer Vorlagenkatalog sein.

Kapitel 7

Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Diplomarbeit konnte eine farbliche Darstellung von verschiedenen medizinischen Bilddaten realisiert werden. Ausgehend von den verwendeten bildgebenden Verfahren wurden für verschiedene Körperbereiche individuelle Farbzusordnungen bestimmt und an konkrete medizinische Problemstellungen angepasst.

Im Mittelpunkt der Bestrebungen standen während der gesamten Arbeit die von den Geräteherstellern *Toshiba* und *Siemens* in verschiedenen Informationsbroschüren vorgestellten optimierten Darstellungen medizinischer Aufnahmen und das Ziel, ähnliche Ergebnisse zu erreichen. Dazu wurde in Anlehnung an die Anwendung *VolView Volume Visualization* eine interaktive Benutzerschnittstelle entwickelt, die eine flexible und intuitive Definition von Farb- und Opazitätszusordnungen erlaubt. Mit Hilfe der realisierten Visualisierungskomponenten konnte ein allgemeines Vorgehen für eine experimentelle Bestimmung medizinisch sinnvoller Farb- und Opazitätszusordnungen ermittelt und beschrieben werden.

Neben der in kommerziellen Anwendungen üblichen fotorealistischen Darstellungen konnten auch an konkrete medizinische Problemstellungen individuell angepasste Farb- und Opazitätszusordnungen bestimmt werden. Wie an verschiedenen Beispielen gezeigt werden konnte, wurde dadurch eine verbesserte Darstellung bestimmter Erkrankungen, Verletzungen und anderer Anomalien möglich.

Im Hinblick auf einen möglichen späteren Einsatz im klinischen Betrieb wurden die entwickelten Visualisierungssteuerungskomponenten weitestgehend vereinfacht. Darüber hinaus wurde eine Automatisierung der bislang vom Anwen-

der experimentell durchzuführenden Konfiguration von Transferfunktionen ange-
dacht und eine mögliche Einbindung entsprechender Automatisierungsalgorithmen
in die Anwendung vorgestellt. Abschließend wurde die Idee eines interaktiv zu
verwendenden Vorlagenkataloges beschrieben, der dem Radiologen die Visualisie-
rung medizinischer Bilddaten wesentlich erleichtern soll.

Literaturverzeichnis

- [1] T. TOLXDORFF, J. BRAUN, H. HANDELS, A. HORSCH und H.-P. MEINZER
Bildverarbeitung für die Medizin 2004
Springer-Verlag, Berlin (2004)
- [2] FRAUNHOFER IGD DARMSTADT, MEDICAL IMAGING
Medical Technology and Application (3)
Presseinformation, Darmstadt (2005)
- [3] H. HANDELS
Medizinische Bildverarbeitung
Teubner Verlag, Stuttgart (2000)
- [4] A. WATT
3D-Computergrafik
Pearson Studium, München, dritte Auflage (2002)
- [5] PDI / DREAMWORKS ANIMATION
Shrek.com - Behind the Scenes
URL: <http://www.shrek.com> (April 2005)
- [6] W. SCHROEDER, K. MARTIN und B. LORENSEN
The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach to 3D Graphics
Prentice Hall PTR, New Jersey, zweite Auflage (1998)
- [7] A. TAPPENBECK, B. PREIM und V. DICKEN
Distanzabhängige Transferfunktionen für die medizinische Volumenvisualisierung
In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2005*, Hrsg.: H. P. MEINZER et al.
Springer-Verlag, Heidelberg (2005)

-
- [8] SIEMENS AG, MEDICAL SOLUTIONS
Leonardo - intelligent postprocessing: syngo 2004A applications
Informationsbroschüre, Erlangen (2004)
- [9] OBJECT MANAGEMENT GROUP, INC.
UML 2.0 Superstructure Specification
URL: <http://www.omg.org> (April 2005)
- [10] D. SHREINER, M. WOO, J. NEIDER und T. DAVIS
OpenGL Programming Guide
Addison-Wesley, Boston, vierte Auflage (2004)
- [11] J. SMART, K. HOCK und S. CSOMOR
Cross-Platform GUI Programming with wxWidgets
Addison-Wesley, Boston (2005)
- [12] WORLD WIDE WEB CONSORTIUM
Extensible Markup Language (XML) 1.0: W3C Recommendation
URL: <http://www.w3.org/TR/2004/REC-xml-20040204> (Februar 2004)
- [13] D. DEAN und T. E. HERBENER
Cross-Sectional Human Anatomy
Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore (2000)
- [14] NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE (US)
Visible Human Project - Sources of Images and Animations
URL: <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/animations.html> (Juli 2005)
- [15] C. LUNDSTRÖM, P. LJUNG und A. YNNERMAN
Extending and Simplifying Transfer Function Design in Medical Volume Rendering Using Local Histograms
In: *Data Visualization 2005*, Hrsg.: K. BRODLIE et al.
European Association for Computer Graphics (2005)
- [16] TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION
Computed Volume Imaging: Clinical Image Gallery
Informationsbroschüre, Japan (2004)

- [17] J. D. FOLEY, A. VAN DAM, S. K. FEINER und J. F. HUGHES
Computer Graphics: Principles and Practice
Addison-Wesley, Boston, zweite Auflage (1997)

Anhang A

Farbauswahl im HSV-Farbraum

Das HSV-Modell basiert auf einer Transformation des Monitorskala- bzw. RGB-Farbraums und soll dem Anwender die Komposition einer Farbe über die für die menschliche Wahrnehmung intuitiven Größen Farbton (engl.: hue), Farbsättigung (engl.: saturation) und Helligkeit (engl.: value) ermöglichen. Dazu wird der RGB-Würfel entlang der Hauptdiagonalen auf die Ebene projiziert (Abb. A.1). Es ergibt sich die sechseckige HSV-Pyramide [4].

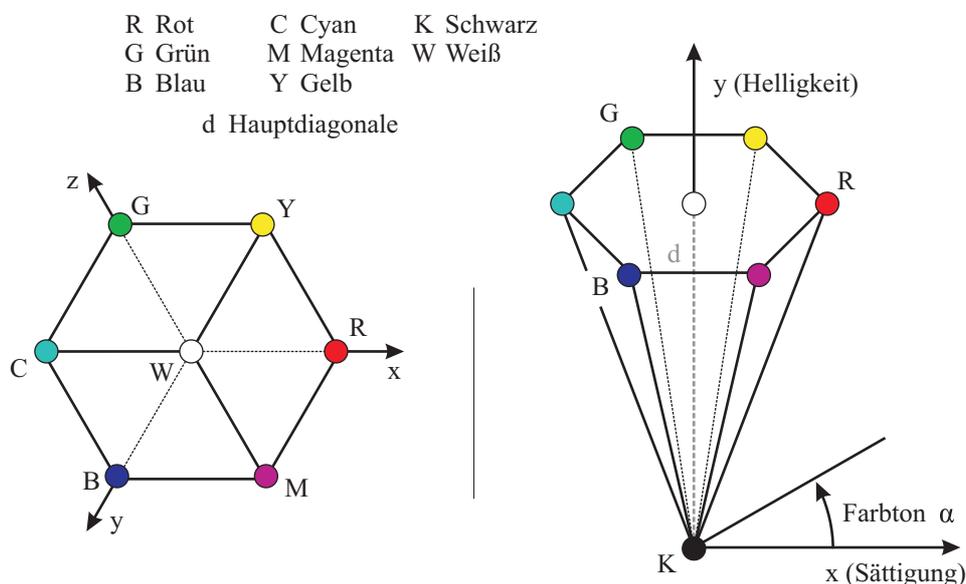


Abbildung A.1: Die Projektion des RGB-Würfels (links) entlang seiner Hauptdiagonalen auf die Ebene führt zur HSV-Pyramide (rechts).

Der Farbton kann durch einen Winkel α um die Hauptdiagonale bzw. um die y -Achse ausgedrückt werden. Der Abstand von der y -Achse bestimmt die Farbsättigung. Die Helligkeit nimmt ausgehend vom Scheitelpunkt in Richtung der Pyramidengrundfläche zu [17].

In der Praxis finden sich in Anlehnung an das HSV-Modell zahlreiche Realisierungen zur benutzergesteuerten Auswahl einer Farbe. Allerdings ist in den meisten Fällen ein direkter Bezug zur HSV-Pyramide kaum mehr nachvollziehbar. Zunächst wird meist anstelle einer Pyramide von einem kegel- oder zylinderförmigen Körper ausgegangen. Dadurch kann wie in Abbildung A.2 gezeigt für jeden Farbton ein Dreieck bzw. Rechteck konstanter Fläche bestimmt werden, das alle dem Farbton entsprechenden Farben in Abhängigkeit von Farbsättigung und Helligkeit wiedergibt.

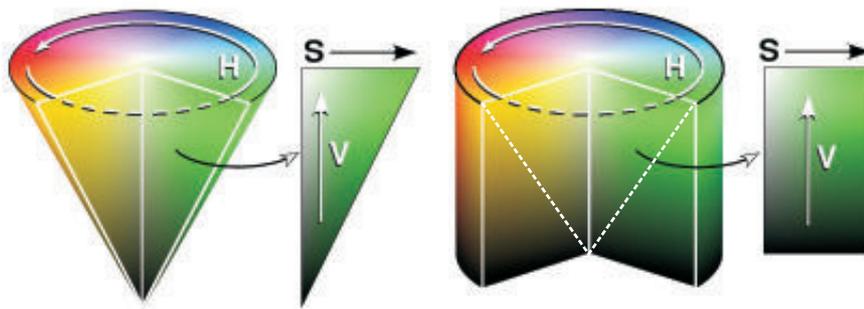


Abbildung A.2: Ein halber Querschnitt des HSV-Kegels (links) oder HSV-Zylinders (rechts) zeigt alle Farbnuancen eines Farbtons in Bezug auf Sättigung und Helligkeit. (Mit freundlicher Genehmigung von *Eric Pierce*¹.)

Die durchaus gebräuchliche Verwendung des HSV-Zylinders bedarf einer kritischen Betrachtung und sollte sorgfältig abgewogen werden. Während der HSV-Kegel eine vollständige, wenn auch verzerrte Interpretation der Pyramide darstellt, ist der HSV-Zylinder auch außerhalb des eigentlichen HSV-Farbraums definiert. Bei der HSV-Pyramide sowie beim HSV-Kegel ist für Farben geringer Helligkeit nur ein eingeschränkter Bereich der Farbsättigung gültig. Dagegen existiert im HSV-Zylinder zum Beispiel auch eine „Farbe Schwarz“ mit minimaler Helligkeit und maximaler Farbsättigung.

¹Eric Pierce, Illustrator. URL: <http://en.wikipedia.org/wiki/user:wapcaplet>.

Dennoch basieren zahlreiche Steuerungen zur Farbauswahl auf einem zylindrischen HSV-Raum. Abbildung A.3 zeigt zwei dafür typische Realisierungen. Die professionelle Bildbearbeitungsanwendung *Adobe Photoshop 6.0*² stellt ein Dialogfenster zur Verfügung, in dem über einen Verlaufsbalken der Farbton gewählt und in einem Rechteck der entsprechende, halbierte Querschnitt des HSV-Zylinders dargestellt wird. Anders als in der HSV-Pyramide existieren auch hier zahlreiche Punkte mit geringer Helligkeit und variabler Farbsättigung. Dadurch werden bestimmte Farben in der Auswahlfläche wiederholt wiedergegeben. Zum Beispiel repräsentieren alle Punkte, die in der Abbildung rechts vom markierten Punkt *P1* liegen, dieselbe Farbe und sind daher redundant.

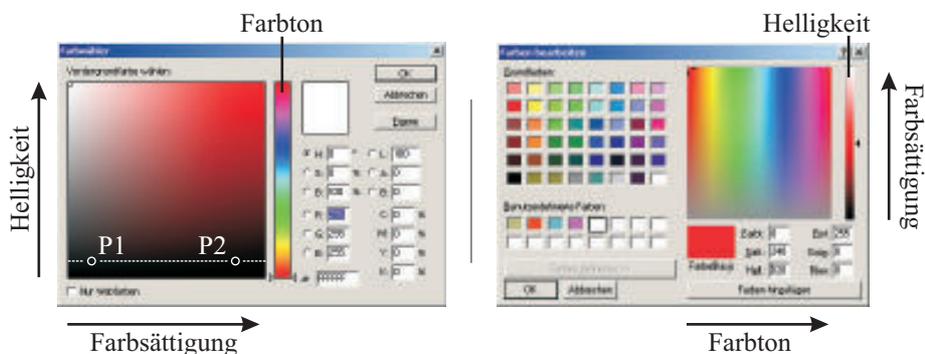


Abbildung A.3: *Adobe Photoshop 6.0* (links) stellt die Farbsättigung in Abhängigkeit der Helligkeit dar. Die erweiterte *Microsoft Windows*-Farbpalette (rechts) assoziiert Farbton und Farbsättigung.

Ein anderer Versuch den HSV-Farbraum auf die Bildschirmenebene abzubilden, bietet die erweiterte *Microsoft Windows*-Farbpalette. Bei diesem Beispiel wird nicht die Querschnittsfläche des HSV-Zylinders veranschaulicht. Das dargestellte Rechteck kombiniert stattdessen Farbton und Farbsättigung, während die Helligkeit über einen Verlaufsbalken bestimmt wird. Eine geometrische Herleitung dieser Darstellung aus dem HSV-Farbraum gestaltet sich daher schwierig.

Anders als es in den beiden bisher erläuterten Beispielen verwirklicht wurde, sollte es das eigentliche Ziel einer intuitiven Benutzerschnittstelle zur Bestimmung einer Farbe im HSV-Farbraum sein, die HSV-Pyramide bzw. den HSV-Kegel für den Anwender möglichst transparent und nachvollziehbar auf die Ebene bzw. auf

²URL: <http://www.adobe.de/products/photoshop>.

den Monitor abzubilden. Eine anwenderfreundliche Möglichkeit, diese Idee zu realisieren, ist das so genannte „HSV-Farbrad“, das in ähnlicher Form bereits in einigen kommerziellen Anwendungen (z. B.: *Movie DV*, *AIST GmbH*) zur Verfügung gestellt wird (Abb. A.4).

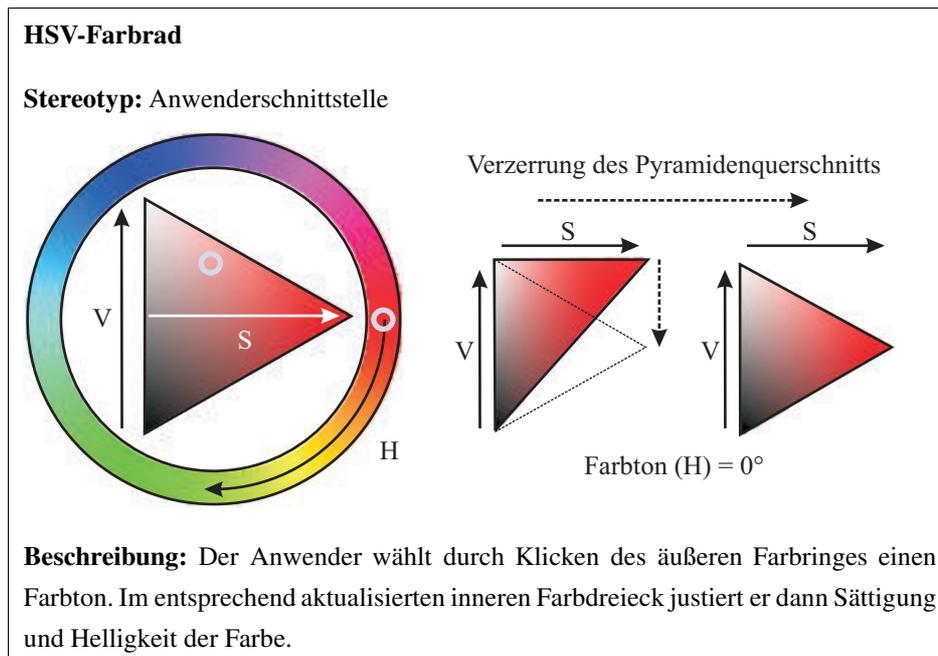
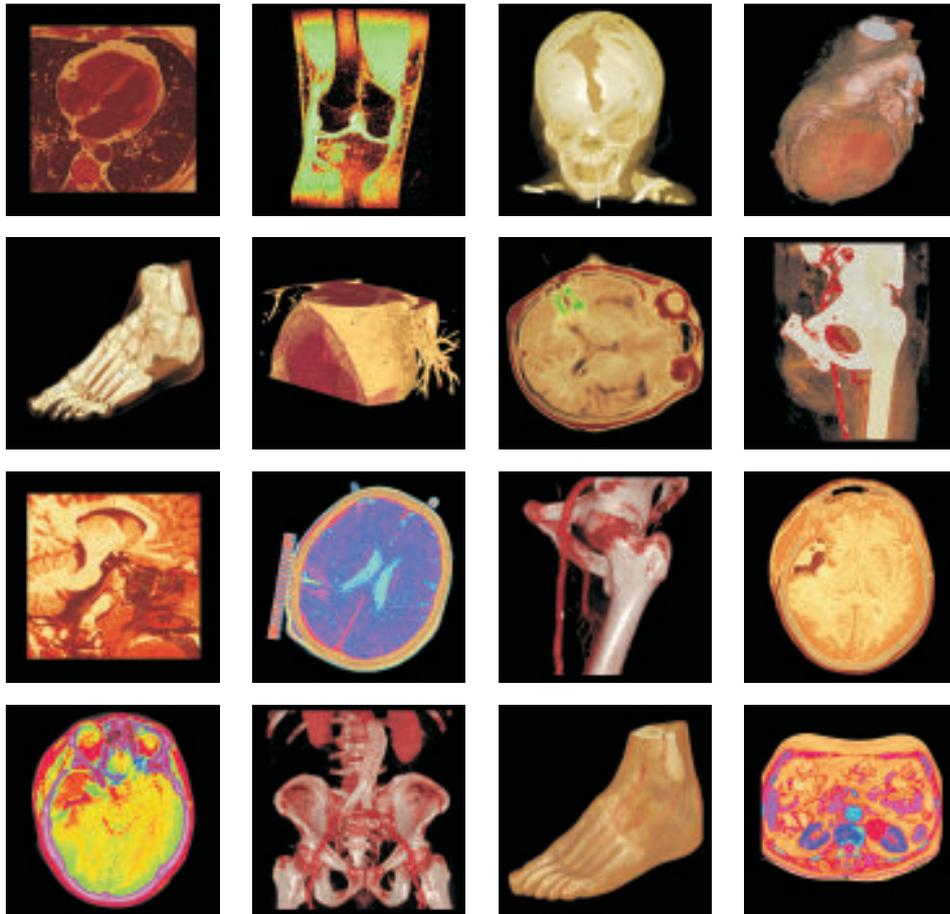


Abbildung A.4: Anwenderschnittstelle HSV-Farbrad.

Auf dem äußeren Farbring des HSV-Farbrades erfolgt die Bestimmung des Farbtonwinkels. Das Dreieck im Innern des Ringes zeigt den, dem selektierten Farbton entsprechenden und wie in Abbildung A.4 rechts angedeutet, bewusst verzerrten Ausschnitt der HSV-Pyramide. Die Transformation des rechtwinkligen in ein gleichseitiges Dreieck ermöglicht die Nutzung der maximalen Dreiecksfläche innerhalb des Farbringens. Dadurch wird die ungenutzte Zeichenfläche zugunsten der dargestellten farblichen Auflösung minimiert.

Anhang B

Bildergalerie



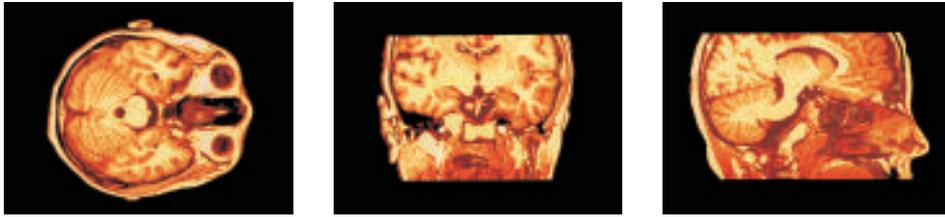


Abbildung B.1: Schnittbilder (transversal, longitudinal und sagittal) des Kopfes mit fotorealistischer Farbzuordnung (MRT).

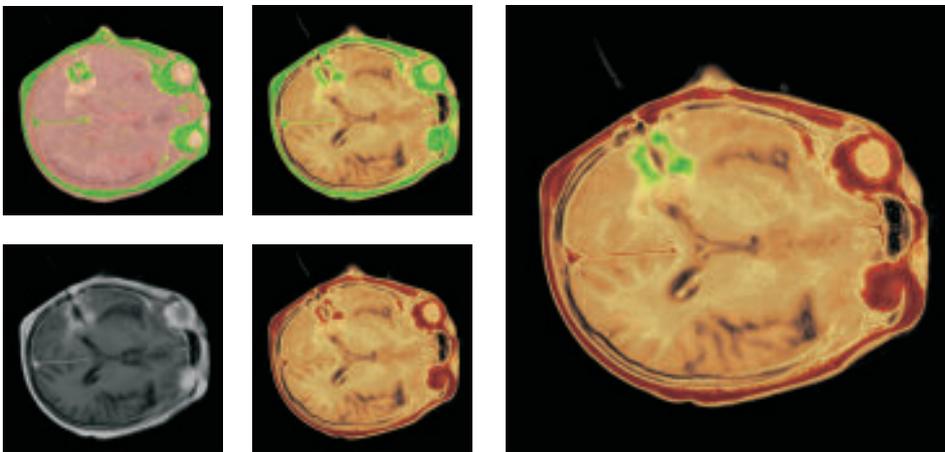


Abbildung B.2: Strahlentherapeutische Behandlung eines Gehirntumors. Bild rechts basiert auf einer Beschneidung der Bilder in der mittleren Spalte (MRT).

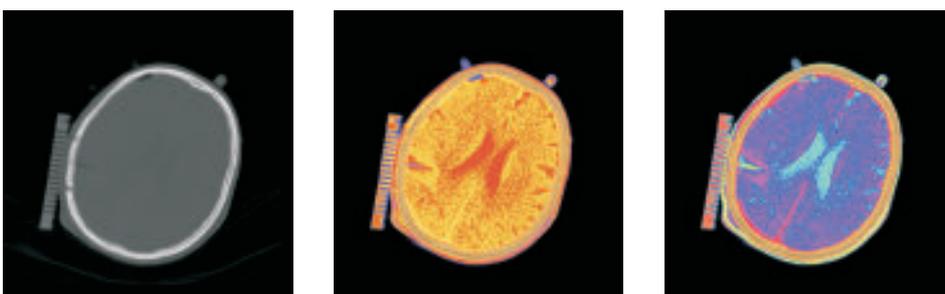


Abbildung B.3: Strahlentherapeutische Behandlung eines Gehirntumors. Von links nach rechts: Grauwertbild; fotorealistische Farbzuordnung, freie Farbzuordnung. Durch Erhöhung der farblichen Kontraste (Bild Mitte, rechts) werden Gehirnstrukturen sichtbar (CT).

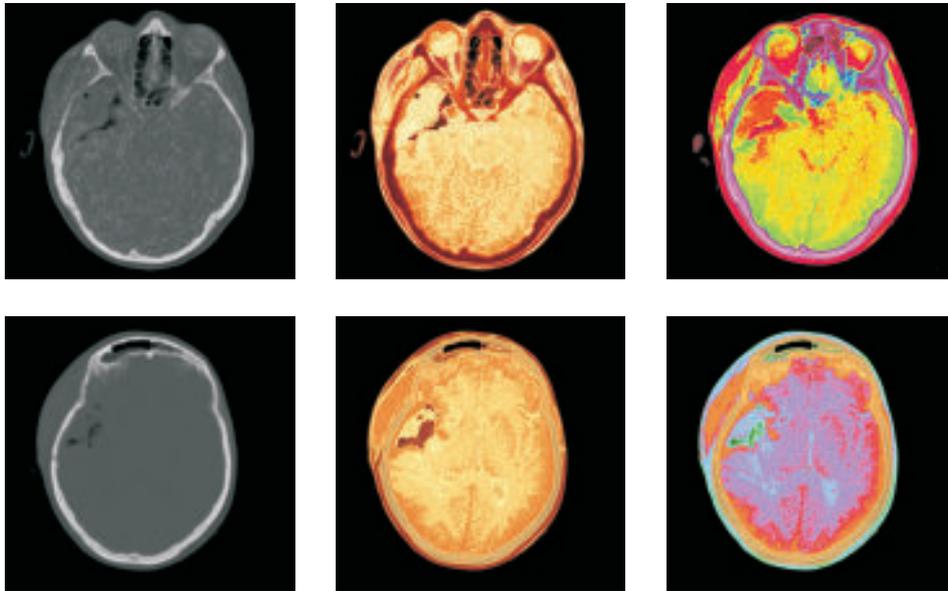


Abbildung B.4: Hämatom in der linken Schläfenregion. Von links nach rechts: Grauwertbild, fotorealistische Farbzuzuordnung, freie Farbzuzuordnung. Im Bild oben rechts wird das Ausmaß der Verletzung deutlich. In den Darstellungen unten sind Blutgerinsel zu erkennen (CT).

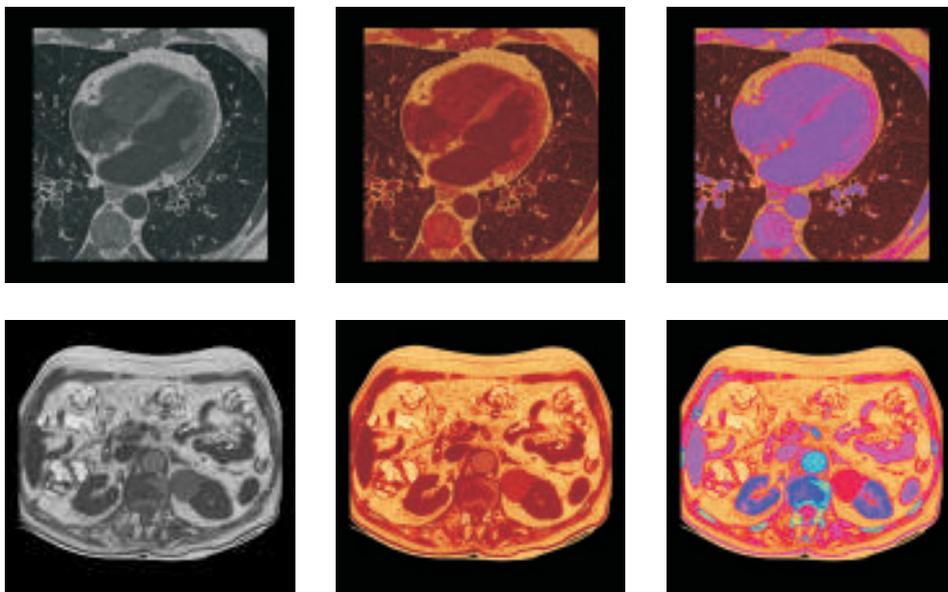


Abbildung B.5: Transversale Schnittbilder von Herz und Abdomen. Von links nach rechts: Grauwertbild, fotorealistisch, individuell (CT).

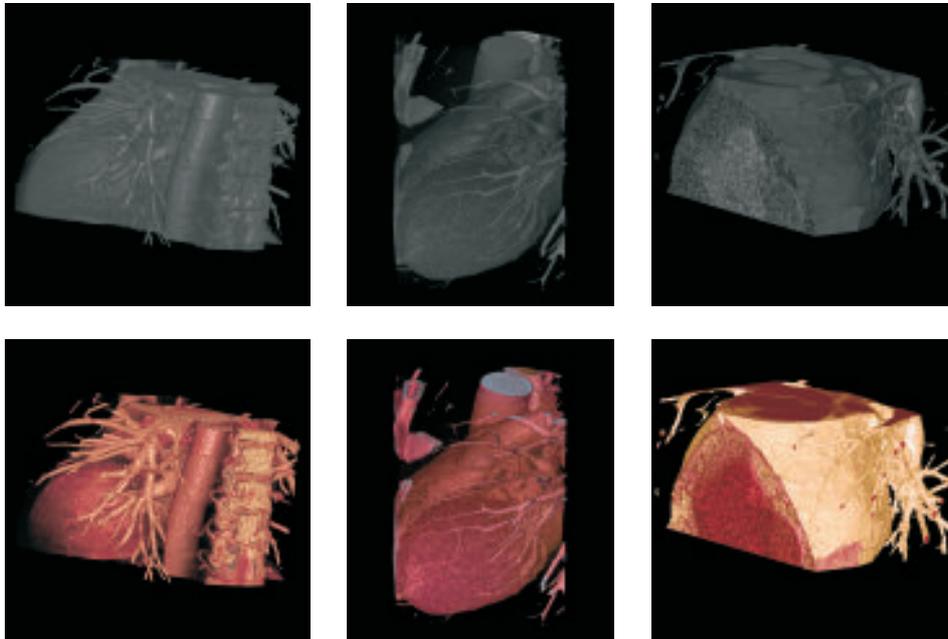


Abbildung B.6: Dreidimensionale Darstellung verschiedener Aufnahmen des Herzens. Der räumliche Eindruck wurde durch Anwendung von Glanz- und Schatteneffekten verstärkt. Untere Reihe: Verschiedene Farbzunordnungen. Von links nach rechts: fotorealistisch, Blutbahnen grau-weiß, Gefäßwände gelb-weiß (CT).

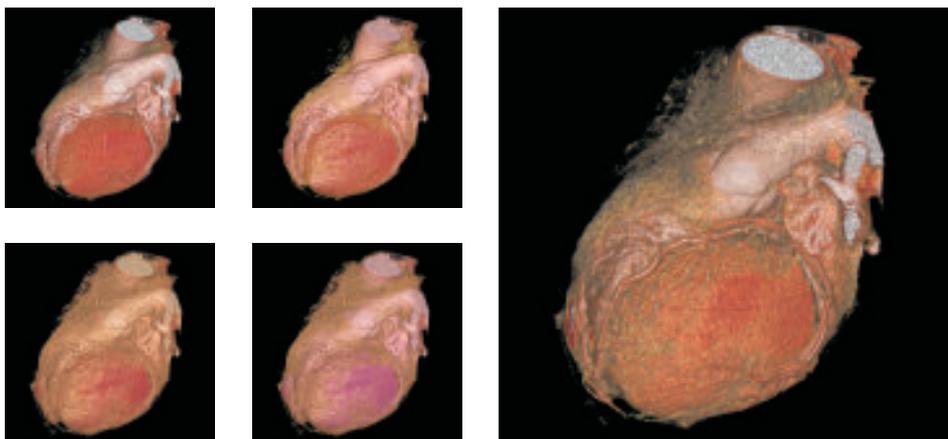


Abbildung B.7: Bildserie zur optimierten Darstellung der Koronararterien durch halbtransparente Wiedergabe des Herzmuskelgewebes. Das Herz wurde vor der Zuordnung der Farb- und Opazitätswerte maskiert bzw. extrahiert (CT).



Abbildung B.8: Bildserie zur Bestimmung der Grauwertgrenze zwischen Knochengewebe und Blutgefäßen in der CT-Angiographie. Obere Zeile: unterschiedliche halbtransparente Darstellungen von Haut, Nieren und Knochenwänden. Linke Spalte: verschiedene Farbzuordnungen (CT).

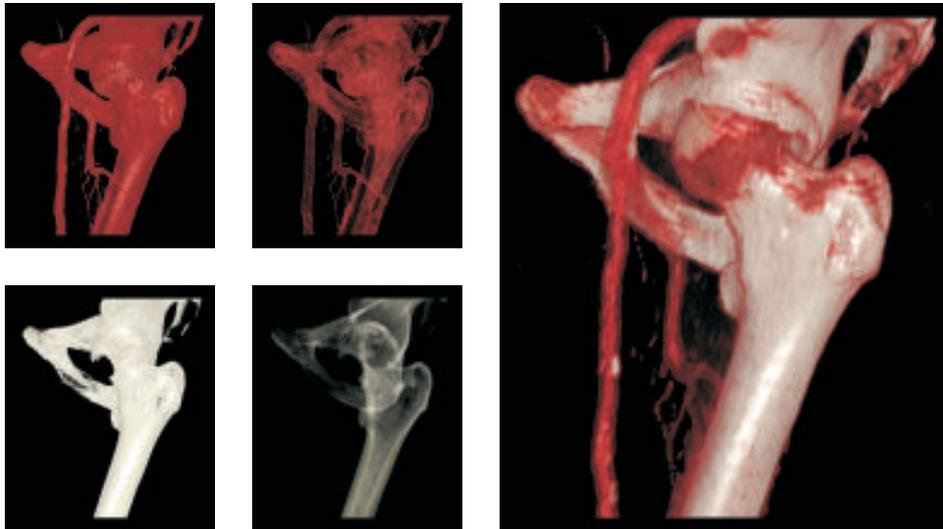


Abbildung B.9: Linker Oberschenkel. Versuch einer isolierten Darstellung von Knochen (unten) und Blutgefäßen (oben). Zur optimierten Visualisierung von Blutgefäßen (rechts) sollten bestimmte Knochenstrukturen eingeblendet werden (CT).

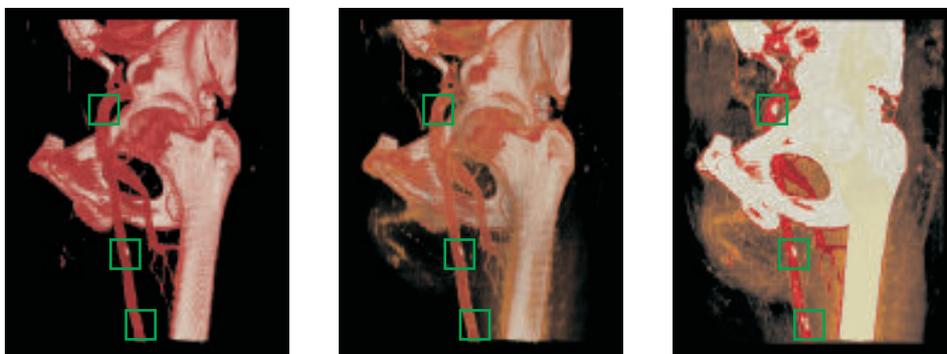


Abbildung B.10: Visualisierung von Kalkablagerungen in der linken Oberschenkelarterie (lat.: arteria femoralis). Beim Grauwertmapping werden Kalkablagerungen üblicherweise vom umgebenden Blut und den Blutgefäßwänden verdeckt. In den ersten beiden Bildern wurden daher gezielt die Grauwerte der Blutgefäßwände ausgeblendet. Das Bild in der Mitte stellt das Blut selbst halbrtransparent dar. Bei der *Maximum Intensity Projection* (Bild rechts) treten Knochen und Ablagerungen stärker in den Vordergrund; der räumliche Eindruck geht jedoch verloren (CT).

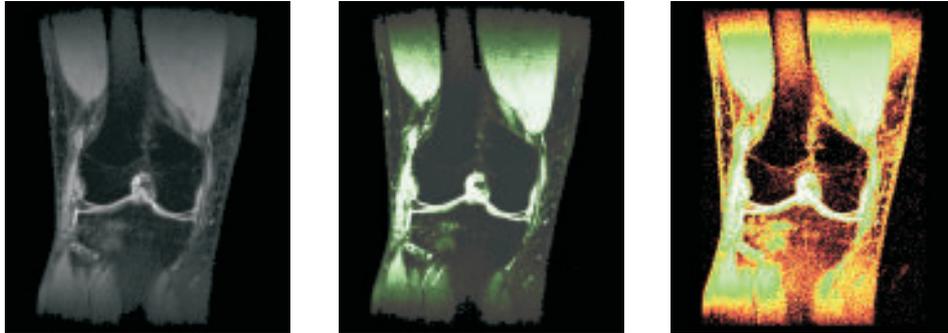


Abbildung B.11: Aussenbandriß am linken Knie. Aufnahme von hinten. Farbliche Darstellung von Bändern und Muskeln (MRT).

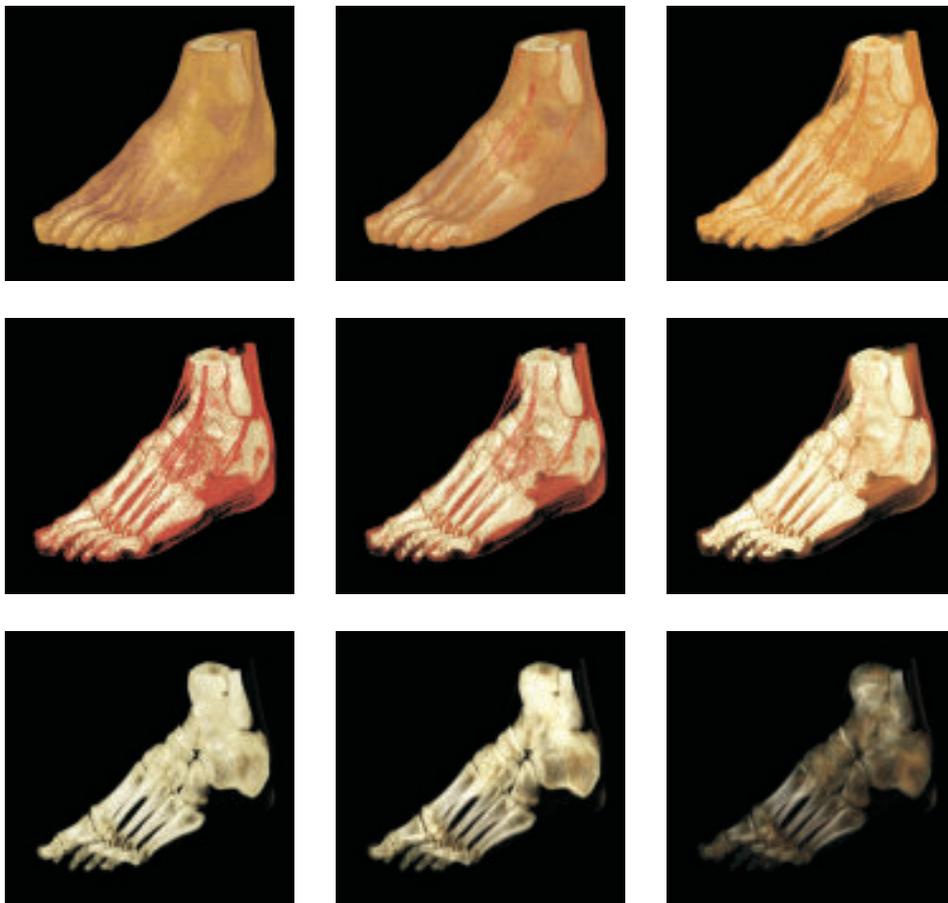


Abbildung B.12: Bildserie zur halbtransparenten Darstellung des linken Fußes. Von links oben nach rechts unten: Schrittweises Ausblenden von Haut-, Muskel-, Gefäß- und Knochenstrukturen (*University of Iowa, CT*).

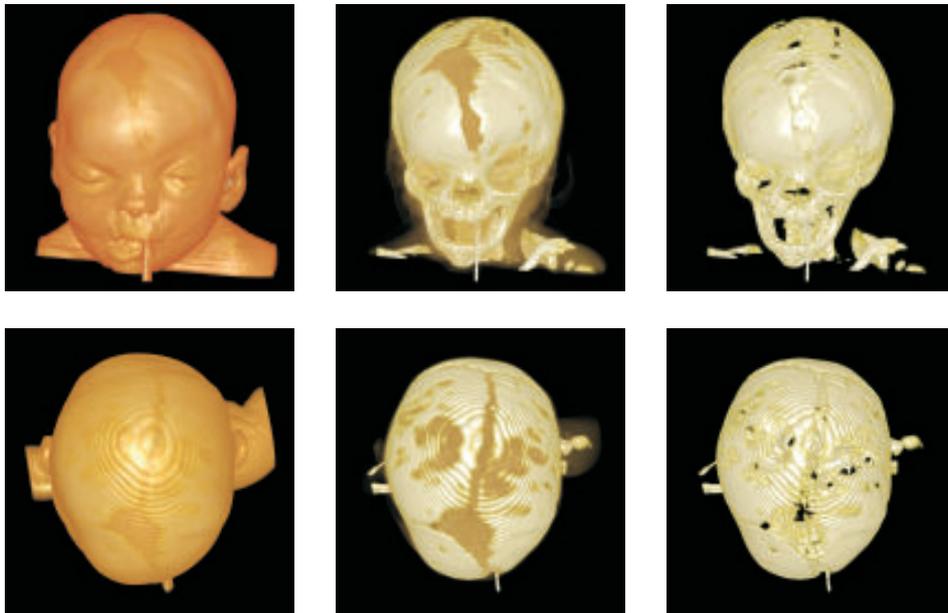


Abbildung B.13: Fehlentwicklung des Schädels bedingt durch frühzeitigen Verschluss der Schädelnähte (Kraniosynostose). Halbtransparente Darstellung von Haut und Gehirnstrukturen (*University of Iowa, CT*).



Abbildung B.14: Farbliche (grüne) Darstellung eines Stent an der rechten Herzkranzarterie (CT).