

Entwicklung eines Visualisierungsverfahrens für die Beurteilung der Segmentierungsergebnisse von Lungenläsionen

Studienarbeit



Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Fakultät für Informatik
Institut für Simulation und Graphik

Autor:
Steven Birr

Betreuer:
Prof. Dr.-Ing. Bernhard Preim
Dr. Volker Dicken (Fraunhofer-Institut für Bildgestützte Medizin MEVIS)



23. Dezember 2009

Erklärung der Selbstständigkeit

Hiermit versichere ich, Steven Birr, die vorliegende Arbeit allein und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen angefertigt zu haben.

Steven Birr
Magdeburg, 23.12.2009

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung	1
1.1 Aufgaben und Darstellung der Ziele	1
1.2 Kapitelübersicht	3
2 Medizinische Grundlagen	4
2.1 Medizinische Bildgebung in der Thoraxdiagnostik	4
2.1.1 Projektionsradiographie und Computertomographie	4
2.1.2 Weitere bildgebende Verfahren in der Thoraxdiagnostik	7
2.2 Aufbau und Funktion der Lunge	7
2.3 Bronchialkarzinom und Lungenmetastasen	8
2.4 Detektion und Segmentierung von Lungenläsionen	10
2.4.1 Computer-Aided-Detection (CAD)	11
2.4.2 Segmentierung von Lungenläsionen	12
2.5 Zusammenfassung	14
3 Interaktive Visualisierung	16
3.1 Medizinische Volumenvisualisierung	16
3.1.1 Schichtendarstellung	16
3.1.2 Indirektes Volumenrendering	16
3.1.3 Direktes Volumenrendering	17
3.1.4 Kombination von 2D und 3D	18
3.2 Hervorhebungstechniken in medizinischen 3D-Visualisierungen	19
3.2.1 Lokale Hervorhebungstechniken	19
3.2.2 Regionale Hervorhebungstechniken	20
3.2.3 Globale Hervorhebungstechniken	20
3.3 User Interface Design	20
3.3.1 Grundprinzipien im User Interface Design	21
3.3.2 Dialog- und Formulargestaltung	22
3.3.3 Anforderungen an ein Web Interface	24
3.4 Zusammenfassung	25
4 Entwurf	26
4.1 Anforderungsanalyse	26
4.1.1 Der aktuelle Stand	27
4.1.2 Anforderungen und Zielstellung	28

4.2	Visualisierungskonzept	30
4.2.1	Einlesen der Daten	30
4.2.2	Verarbeitung der Daten	31
4.2.3	Visualisierung der Daten	36
4.2.4	Ausgabe der Daten	46
4.3	User-Interface-Konzept	47
4.3.1	Entwurf der Benutzeroberfläche	48
4.3.2	Realisierung der Benutzeroberfläche	49
4.3.3	Entwurf des Web Interfaces	52
4.3.4	Realisierung des Web Interfaces	54
4.4	Zusammenfassung	61
5	Implementierung	63
5.1	Programmierwerkzeuge	63
5.2	Implementierung des Visualisierungskonzeptes	65
5.2.1	Umsetzung auf der Netzwerkebene	65
5.2.2	Umsetzung auf der Skriptebene	66
5.2.3	Besonderheiten bei der Implementierung in MeVisLab	68
5.2.4	Laufzeit des Verfahrens	69
5.3	Implementierung des Web Interfaces	69
5.3.1	Anforderungen	70
5.3.2	Umsetzung	70
5.4	Zusammenfassung	73
6	Ergebnisse	74
7	Zusammenfassung	78
7.1	Weiterführende Ansätze und Verbesserungsvorschläge	79
7.2	Resumé	81
	Literaturverzeichnis	83

Abbildungsverzeichnis

2.1	Schematische Darstellung der Lunge und der Atemwege.	8
2.2	Peripheres Bronchialkarzinom.	9
2.3	Axiale Schicht einer CT-Aufnahme eines Patienten mit sehr vielen Lungenmetastasen.	10
2.4	Segmentierung eines pulmonalen Rundherdes anhand einer axialen CT-Schicht.	14
2.5	Schrittweise Illustration der 3D-Läsionssegmentierung, veranschaulicht durch die zentrale axiale Schicht.	15
4.1	Planung einer Lungenläsionen-Operation: Kommunikationsschema Klinik – FME.	28
4.2	CAD-Output eines Findings in 2D- und 3D-Darstellung.	29
4.3	Schematische Darstellung des Visualisierungskonzeptes.	31
4.4	Gegenüberstellung von initialem VOI _L und vergrößertem VOI _L	32
4.5	Histogramme der Lungenparenchymvoxel in x-, y-, und z-Richtung und der Hilusmarkierungen.	34
4.6	Markierte Hilusregion in axialer CT-Schicht.	35
4.7	Schrittweise Illustration der Segmentierung von Zielregion und umgebenden Strukturen.	36
4.8	Verbindung der Hilus-Region mit dem VOI _L	37
4.9	Vergleich der 2D-Visualisierung von zwei benachbarten Lungenläsionen für die Einschätzung der Segmentierungsqualität.	39
4.10	3D-Visualisierung einer Lungenläsion mit Hilfe eines Volumenrenderings und einer Lookup-Tabelle.	40
4.11	Vergleich von zwei 3D-Darstellungen einer Läsion: Schlechte und gute Kamerapositionierung.	42
4.12	Automatische 3D-Sichtpunktanalyse aus unterschiedlichen Richtungen: Zählen der Pixel einer Läsion um die optimale Kameraposition zu ermitteln.	44
4.13	Endergebnis der 3D-Visualisierung einer Lungenläsion.	47
4.14	Ideen für den Entwurf der Benutzeroberfläche.	49
4.15	Darstellung der grafischen Benutzeroberfläche – Teil 1: Load/Save.	50
4.16	Darstellung der grafischen Benutzeroberfläche – Teil 2: Viewer.	51
4.17	Ideen für den Entwurf des Web Interfaces.	53
4.18	Web Interface – Teil 1: Benutzerverwaltung, Anweisungen, Öffnen der Daten.	55
4.19	Web Interface – Teil 2: Bildanzeige, Evaluierung einer Läsion, Interaktionselemente.	57
4.20	Web Interface – Teil 3: Speicherung und E-Mail-Versand der Evaluierung, Tooltip-Funktion als kontextsensitive Hilfe.	60

5.1	Darstellung eines Teil-Netzwerkes für die Visualisierung der Daten in Me-VisLab.	66
5.2	Darstellung des Panels für das SoCameraRotator-Modul und des Teilnetzwerkes für das Zählen der Pixel einer Läsion.	67
5.3	HTML-Codebeispiel für die Erzeugung eines Radiobuttons.	72
5.4	PHP-Codebeispiel für die Erzeugung eines Radiobuttons.	72
6.1	Die Segmentierung zweier Lungenläsionen in Schichtendarstellung.	75
6.2	Einfluss der Brustwand-Transparenz auf die 3D-Visualisierung.	76
6.3	Einfluss der Lungenparenchym-Transparenz auf die 3D-Visualisierung.	76
6.4	Vorteil der automatischen Kamerapositionierung und der Semi-Transparenz der Rippen.	77

Abkürzungsverzeichnis

CAD	Computer-Aided-Detection
CT	Computertomographie
FME	Fraunhofer Institut für Bildgestützte Medizin MEVIS
LUT	Lookup-Tabelle
MRT	Magnetresonanztomographie
NSCLC	Non small cell lung cancer
PET	Positronenemissionstomographie
ROI	Region of interest
SCLC	Small cell lung cancer
TF	Transferfunktion
VOI	Volume of interest
VOI_L	Volumenausschnitt der Läsion
VOI_{HL}	Volumenausschnitt der kombinierten Hilus-Läsion-Region
VR	Volumenrendering

1 Einleitung

Lungenkrebs ist in Deutschland, sowohl bei Männern als auch bei Frauen, die dritthäufigste Krebserkrankung nach dem Prostatakarzinom und dem kolorektalen Karzinom. Bei den Krebstodesfällen der Männer belegt der Lungenkrebs mit 26 % Anteil gar den ersten Rang. Bei den Frauen steigt die Zahl der Neuerkrankungen jährlich an. Lungenkrebs ist nur selten heilbar; die relative 5-Jahres-Überlebensrate liegt bei den Männern bei nur 15 % und bei den Frauen bei 18 % [Rob08] (Stand 2008).

Für eine exakte Diagnose, die Beurteilung von Tumorwachstumsphasen und die Planung der Behandlung ist die radiologische Bildgebung essentiell. Die Computertomographie (CT) bietet das größte diagnostische Potential in der Thoraxradiologie. Mit den überlagerungsfreien Schichtbildern, die bei der CT-Bildgebung entstehen, ist es möglich, diagnostische und therapeutische Fragestellungen beantworten zu können. Spezielle Bildverarbeitungs- und Visualisierungstechniken können dabei helfen, Operationen von Lungentumoren vorab am Computer zu planen. Dafür ist es notwendig, jede einzelne Lungenläsion zu detektieren und separat zu evaluieren. Nur so kann eine Entscheidung über eine chirurgische Behandlung und/oder pharmakologische Therapie getroffen werden.

Da die Lunge von sehr vielen Blutgefäßen durchzogen ist, treten in Folge einer Krebserkrankung sehr oft auch Lungenmetastasen auf. Bei dieser Krebsform befindet sich der Ursprungstumor in einem anderen Organ als der Lunge und streut Tumorzellen über die Lymph- und Blutbahnen in die Lunge. Wünschenswert ist es, mit Computerunterstützung möglichst alle vorkommenden Metastasen schnell und präzise zu detektieren und zu quantifizieren. Sogenannte CAD-Systeme (Computer-Aided-Detection) ermöglichen es, diese Aufgabe vollautomatisch auszuführen. Sie werden als zweite Meinung bei der Metastasen-Detektion eingesetzt und tragen zur Unterstützung der Detektion bei.

1.1 Aufgaben und Darstellung der Ziele

Das Ziel dieser Arbeit ist es, ein Visualisierungsverfahren zu entwickeln, mit dem Segmentierungsergebnisse von Lungenläsionen schnell und effizient beurteilt werden können. Die Eingabedaten, die aus verschiedenen Quellen kommen (CAD-Software *Visia*TM, OncoTREAT¹ und manuelle Segmentierungen von Radiologen), sollen mit einer intuitiven graphischen Oberfläche eingelesen und angezeigt werden können. Es ist wünschenswert,

¹OncoTREAT ist eine bei FME entwickelte Software für die volumetrische Therapiekontrolle von Tumoren

durch eine große Anzahl von Datensätzen navigieren zu können und die Segmentierungen sowohl zwei- als auch dreidimensional mit geeigneten Mitteln zu visualisieren. Weiterhin sollen dem Benutzer Möglichkeiten zur Verfügung stehen, um interaktiv Parameter, wie die Segmentierungskontur, Opazitätswerte und Kameraorientierung seinen Wünschen anzupassen. Quantitative Parameter der Segmentierung sollen ebenfalls in die Oberfläche integriert werden, um die Läsion beurteilen zu können. Die Visualisierung der Läsionssegmentierung soll in Schichtendarstellung (2D) und als Volumendarstellung (3D) erfolgen, wobei bestimmte Strukturen durch unterschiedliche Farbdarstellungen hervorgehoben werden sollen. Außerdem ist es für die Orientierung erstrebenswert, weitere anatomische Kontextinformationen in die Visualisierung zu integrieren.

Mit dem zu entwickelnden System sollen die von einem CAD-System detektierten Läsionen von medizinischen Experten evaluiert werden. CAD-Systeme finden zum Teil Läsionen, die in Wirklichkeit Blutgefäße oder benigne Strukturen sind (False Positives). Es ist wichtig, festzustellen, ob es sich bei den detektierten Strukturen tatsächlich um krankhafte Veränderungen handelt oder eine falsch positive Entscheidung getroffen wurde. Zu diesem Zweck soll automatisch über die detektierten Läsionen iteriert werden und Visualisierungen in verschiedenen Kamerapositionen angefertigt werden. Diese 2D- und 3D-Darstellungen sollen in Form von Screenshots gespeichert werden und daraufhin auf einem Web-Server zur Verfügung gestellt werden. Das Ziel ist es, die aufbereiteten Segmentierungen und Visualisierungen mit Hilfe eines Web Frontends zu beurteilen. Die Evaluierung der Bilder erfolgt durch externe Radiologen oder Chirurgen, die ohne Reiseaufwand und ohne spezielle Software installieren zu müssen, bequem über das Internet auf die Daten zugreifen können. Die zu entwickelnde Webseite soll leicht bedienbar sein und es ermöglichen, in kurzer Zeit eine große Zahl von Screenshots zu betrachten. Mit Hilfe von Textfeldern und sinnvollen Bedienelementen sollen die in den Bildern zu sehenden Läsionen nach bestimmten Kriterien klassifiziert werden können.

Die Bereiche Therapiekontrolle und Planung der Thoraxchirurgie sollen mit diesem System ebenfalls unterstützt werden. So soll es möglich sein, das Tumorwachstum bei einem erkrankten Patienten mit Hilfe der CT-Aufnahmen und anhand der Segmentierung und Visualisierung einschätzen zu können. Ebenfalls erstrebenswert ist es, Aussagen über die Lokalisation der Läsion und deren Lagebeziehung zu Bronchien und Gefäßen treffen zu können, um eine thoraxchirurgische Planung einzuleiten. Einem Chirurgen soll somit eine Hilfestellung bei der Wahl der Operationsmethode gegeben werden. Für ihn ist es wichtig, Entscheidungen zu treffen, ob eine Laserresektion (Entfernung einer oder mehrerer Metastasen) oder eine Lobektomie (Entfernung eines Lungenlappens) durchgeführt werden muss.

1.2 Kapitelübersicht

Die vorliegende Arbeit ist folgendermaßen gegliedert: Kapitel 2 beschäftigt sich mit den medizinischen Grundlagen für die Entwicklung des Konzeptes. Es gibt einen Überblick über anatomische und pathologische Gegebenheiten der Lunge und den Einsatz bildgebender Verfahren in der Thoraxdiagnostik. Außerdem werden Methoden gezeigt, wie Lungenmetastasen detektiert und segmentiert werden können. In Kapitel 3 werden die Verfahren der medizinischen Volumenvisualisierung erörtert und es wird gezeigt, mit welchen Hervorhebungstechniken bestimmte Strukturen in den komplexen 3D-Darstellungen fokussiert werden. Weiterhin werden die Grundprinzipien eines benutzergerechten Interface Designs geklärt und die speziellen Anforderungen an webbasierte Benutzerschnittstellen dargelegt. In Kapitel 4 wird das Konzept des Visualisierungsverfahrens beschrieben. Dabei sollen ausgehend von einer Problembetrachtung die Anforderungen analysiert werden, die an das Konzept gestellt werden. Aus diesen Anforderungen wird die Visualisierungsstrategie abgeleitet und erläutert. Der Schwerpunkt liegt in der 2D/3D-Darstellung der Daten und der Suche nach einer optimalen Kameraposition in der dreidimensionalen Szene. Weiterhin werden die Herausforderungen für den Entwurf der (webbasierten) Benutzeroberfläche diskutiert. Kapitel 5 umfasst die Aspekte der Implementierung des Konzeptes. Sowohl die verwendeten Entwicklungswerkzeuge, als auch die Umsetzung und Anwendung des entwickelten Verfahrens und des Web Interfaces für die Beurteilung der Segmentierungsergebnisse werden beschrieben. In Kapitel 6 werden die Ergebnisse des Verfahrens beurteilt und die Einschränkungen des Verfahrens deutlich gemacht. Kapitel 7 fasst die Entwicklungen dieser Arbeit zusammen und erörtert offene Fragestellungen, die in einer weiterführenden Forschung an diesem Thema aufgenommen werden können.

2 Medizinische Grundlagen

Dieses Kapitel soll einen Überblick über die medizinische Bildgebung in der Thoraxdiagnostik und den anatomischen Aufbau der Lunge und deren Funktion geben. Danach werden das Bronchialkarzinom und Lungenmetastasen kurz beschrieben, wobei für detaillierte medizinische Informationen auf die Fachliteratur verwiesen wird. Weiterhin wird erläutert, wie Lungenläsionen automatisch detektiert und segmentiert werden und welche Herausforderungen dabei zu lösen sind.

2.1 Medizinische Bildgebung in der Thoraxdiagnostik

Bei onkologischen Lungenerkrankungen besteht die Aufgabe der Bildgebung im möglichst frühen Nachweis des Tumorleidens, in der Zuordnung der Gut- oder Bösartigkeit, der Unterstützung der Operationsplanung und der Therapiekontrolle. Die Röntgen-Computertomographie (CT) ist der Goldstandard in der radiologischen Diagnostik von Lungenrundherden.

2.1.1 Projektionsradiographie und Computertomographie

Die physikalische Grundlage der Projektionsradiographie ist die Schwächung von Röntgenstrahlen während der Objektpassage. Die Röntgenstrahlen werden von den unterschiedlich dichten Geweben geschwächt und die einzelnen Absorptionen zu einem sogenannten *Strahlenbild* summiert. Aufgrund der geringen Dichte des Lungenparenchyms werden Röntgenstrahlen in der Lunge weniger stark absorbiert als beispielsweise im Skelett. Durch die Projektion des Volumens auf eine Fläche, ergibt sich der Nachteil, dass einzelne Objektstrukturen nicht zweifelsfrei zu erkennen sind. Eine Ursache dafür kann ein geringer Absorptionskontrast zwischen benachbarten Geweben sein. Außerdem können Objekte mit geringer Absorption von Objekten mit hoher Absorption überschattet werden.

Für eine optimale Diagnose ist es wünschenswert, die Röntgenschwächung an jeder Position im dreidimensionalen Raum messbar zu machen und somit das Überdeckungsproblem der Projektionsbildgebung zu lösen. Für die Thoraxdiagnostik ist die Computertomographie (CT) die Methode der Wahl. Sie liefert überlagerungsfreie röntgendensitometrische Schichtbilder. Bei der CT werden Röntgenstrahlen aus unterschiedlichen Richtungen auf den Körper des Patienten gerichtet. Der Röntgenstrahl rotiert dabei um den Patienten, während Detektoren auf der gegenüberliegenden Seite die gemessene Röntgendichte des durchstrahlten Gewebes aufzeichnen. Aus den gemessenen Intensitätsprofilen

wird für jedes Volumenelement (*Voxel*) mit Hilfe eines Rekonstruktionsalgorithmus ein Röntgenschwächungswert berechnet. Dieser Wert wird dem entsprechenden Bildpunkt (*Pixel*) der Bildmatrix zugeordnet. Das Ergebnis des Verfahrens ist ein dreidimensionales Volumen aus Schichtbildern.

Die in der CT gemessenen Röntgenschwächungswerte werden in der medizinischen Bildgebung in Hounsfield-Einheiten (HE) normalisiert. Dadurch können die Intensitätswerte bestimmten Geweben zugeordnet werden. Der Röntgenabsorptionwert von Wasser ist laut Definition der Referenzpunkt der Hounsfield-Skala und hat den Wert 0. Strukturen mit hoher Dichte/Röntgenabsorption haben positive, Strukturen mit niedriger Dichte negative Skalenwerte. Luft hat den geringsten Schwächungswert (-1000 HE), während Knochen einen Wert von 1000 HE und größer haben; die Skala ist nach oben offen. Die Dichtewerte des Lungenparenchyms liegen bei ca. -850 HE. Da Blut einen sehr hohen Wasseranteil besitzt und damit einen HE-Wert nahe 0, wird dem Patienten oft ein röntgenpositives Kontrastmittel verabreicht. Dadurch wird die Röntgenabsorption in den Blutgefäßen zwecks besserer Erkennbarkeit angehoben. Da ein Tumor meist gut durchblutet ist, wird aufgrund der Erhöhung der Röntgendichte des Blutes, auch der Kontrast des Tumors zum umliegenden Gewebe vergrößert. Sowohl Blutgefäße, als auch Tumoren, werden im resultierenden CT-Bild dadurch hell dargestellt.

Eigenschaften der generierten Daten

Eine Mehrzeilen-CT ist in der Lage, ein isotropes Datenvolumen zu erzeugen, bei dem die Voxel in allen drei Raumrichtungen dieselbe räumliche Auflösung haben. Die meisten medizinischen Datensätze sind jedoch anisotrop, wobei die Voxelgröße in z-Richtung meist mehrfach größer ist, als in x- und y-Richtung. Ein CT-Volumendatensatz kennzeichnet sich durch die Parameter *Anzahl der Pixel pro Schicht*, *Schichtanzahl* und *Voxelgröße*. In der Thoraxdiagnostik sind typische Matrixgrößen $512 * 512 * 300$, wobei die ersten beiden Ziffern die Pixelanzahl einer Schicht in x- und y-Richtung kennzeichnen und die letzte Ziffer die Anzahl der Schichten repräsentiert. Die Voxelgröße liegt bei Thorax-CTs im Durchschnitt bei $0.7 * 0.7 * 1.0$ mm.

Bestimmte Parameter bei einer CT-Aufnahme beeinflussen die Qualität der entstehenden Daten und damit die Qualität der anschließenden Visualisierung. Ein Parameter ist der *Rekonstruktionsfilter*, der vom Radiologen vor einer CT-Untersuchung eingestellt wird. Es existieren unterschiedliche Filter für verschiedene diagnostische Fragestellungen. Während sich ein weich-rekonstruierter Datensatz für die Begutachtung von Niedrigkontrastbereichen eignet, wird eine harte Rekonstruktion für die bessere Darstellung von kleinen Strukturen genutzt. Die Kanten werden dabei stärker betont. Aus diesem Grund werden in der Lungendiagnostik meist harte Rekonstruktionsfilter eingesetzt, um auch kleine Gefäß-Verzweigungen darstellen zu können. Der Rekonstruktionsfilter kann einen erheblichen Einfluss auf die Segmentierung von Lungentumoren und deren Volumenberechnung haben. Lungenrundherde haben typischerweise eine hohe Röntgendichte und sind von weniger dichtem Parenchymgewebe umgeben. Eine zu starke Glättung der

Daten führt dazu, dass die Grauwerte am Rand der Läsion mit den Grauwerten der in der Nachbarschaft liegenden Parenchymvoxel „verschwimmen“. Eine eindeutige Läsionskontur ist dadurch nicht festzustellen, was eine korrekte Segmentierung und eine reproduzierbare Quantifizierung erschwert.

Die Einstellung des Rekonstruktionsfilters und die Diskretisierung der Daten auf ein Voxelgitter führt zu dem sogenannten „*Partial-Volumen-Effekt*“ (PVE). Es ist möglich, dass durch die Diskretisierung Strukturen mit unterschiedlicher Röntgenschwächung innerhalb eines Volumenelements liegen. Der resultierende Schwächungswert entspricht dann dem Mittelwert aller in dem Voxel gemessenen Schwächungswerte. Dieser Effekt muss bei der Volumenberechnung der Lungenläsionen berücksichtigt werden, sodass lediglich die Voxel der Läsion einbezogen werden und nicht die PVE-Voxel, die zu einer Verfälschung der Berechnung führen würden.

Eine geringe *Schichtdicke* führt zu einer Verkleinerung des PVE und fördert zudem die Detektion von sehr kleinen Lungenrundherden. Mit Hilfe von Multidetektor-CT-Geräten können in kurzer Zeit dünne CT-Schichten produziert werden, mit denen es möglich ist, auch sehr kleine Rundherde zu detektieren. Bei Aufnahmen mit größeren Schichtdicken könnten dagegen feine Herde übersehen werden.

Ein weiterer wichtiger Faktor bei CT-Daten ist das *Bildrauschen*, welches auf stochastischen Prozessen während der Bildgewinnung basiert. Die Stärke des Rauschens ist abhängig von der räumlichen Auflösung der Daten und der *Strahlendosis* während der Aufnahme. Eine größere Auflösung bei gleichbleibender Dosis führt zu einer Verstärkung des Rauschens. Eine stärkere Strahlendosis verbessert das Signal-Rausch-Verhältnis, steigert jedoch auch die Strahlenbelastung des Patienten. Der Arzt muss demzufolge zwischen Patientenbelastung und Bildqualität abwägen.

Vor- und Nachteile der CT für die Thoraxdiagnostik

Die CT ist das Standardverfahren zur Klärung von unklaren projektionsradiographischen Befunden und für die Darstellung der Morphologie von kleinen und großen Lungentumoren. Die Mehrschicht-CT erlaubt eine schnelle, simultane Datenakquisition von 4, 8 oder 16 Detektorzeilen mit gleichzeitig hoher Ortsauflösung. Die Vorteile liegen in der hohen Sensitivität pulmonaler Rundherde und der untersucherunabhängigen, gleichbleibenden Qualität der Untersuchung. Außerdem sind die Ergebnisse reproduzierbar, was die Vergleichbarkeit im Therapieverlauf fördert. Nachteilig sind die notwendige Strahlenexposition und die Gabe von intravenösen Kontrastmitteln, die bei Patienten möglicherweise allergische Reaktionen auslösen könnten.

2.1.2 Weitere bildgebende Verfahren in der Thoraxdiagnostik

Neben der Computertomographie werden die Magnetresonanztomographie (MRT) und die Positronenemissionstomographie (PET) in bestimmten Fällen in der Thoraxdiagnostik eingesetzt. Die MRT bietet aufgrund des hohen Weichteilkontrastes Vorteile in der Diagnostik des Mediastinums und bei Tumorinfiltrationen der Thoraxwand. Die PET wird v. a. für den Nachweis von Fernmetastasen und zur Überprüfung des Erfolges einer Chemotherapie eingesetzt. Da für diese Arbeit lediglich CT-Daten verwendet werden, wird für weiterführende Informationen zur Funktionsweise und Anwendung der MRT und PET auf entsprechende Fachliteratur, wie [Tho95] und [Kru04], verwiesen.

2.2 Aufbau und Funktion der Lunge

Abbildung 2.1a verdeutlicht den Aufbau der Lunge. Die Lunge (Pulmo) ist ein paariges Körperorgan, das der Atmung dient. Es füllt zusammen mit dem Herz den größten Teil der Brusthöhle aus. Der rechte Lungenflügel ist größer als der linke und unterteilt sich an den Zwischenlappenspalten (Fissuren) in drei Lungenlappen, der linke in zwei. Die Lungenlappen werden nochmals in Lungensegmente unterteilt. Die Lungenflügel werden vom Mittelfellraum (Mediastinum) voneinander separiert. Oben reicht die abgerundete Lungenspitze bis zum Schlüsselbein, während die Lunge unten vom Zwerchfell (Diaphragma) begrenzt wird. Die Lungen sind von einer Haut umgeben, dem sogenannten Brustfell (Pleura). Es ist eine dünne seröse Haut, deren inneres Blatt (Lungenfell) die beiden Lungenflügel überzieht und deren äußere Haut (Rippenfell) sich an die Rippen, das Zwerchfell und das Mediastinum anschmiegt. Die luftleitenden Atmungsorgane werden in obere und untere Luftwege unterteilt (siehe Abb. 2.1b). Zu den oberen gehören der Nasen- und der Rachenraum (Pharynx). Der Kehlkopf (Larynx), die Luftröhre (Trachea) und die Lunge bilden die unteren Luftwege. Ab dem 5. Brustwirbel spaltet sich die Luftröhre in zwei Stammbronchien, die über den Lungenhilus in die rechte bzw. linke Lunge ziehen. Der Hilus ist der Übergangspunkt der Leitstrukturen (Stammbronchien, Pulmonal- und Lymphgefäße) aus dem Mediastinum in die Lunge und umgekehrt. Die Stammbronchien verzweigen sich wie ein Baum – der linke Stammbronchus in zwei Lappenbronchien und der rechte in drei. Diese teilen sich wiederum, den Lungensegmenten entsprechend, in Segmentbronchien. Die nächste Verzweigungsgeneration bilden die Bronchiolen, die ringsum mit dünnwandigen Ausbuchtungen, den sogenannten Lungenbläschen (Alveolen) ausgestattet sind. Sie sind für den Gasaustausch zuständig, bei dem Sauerstoff aus der inspirierten Luft aufgenommen und über Kapillaren in den Blutkreislauf abgegeben wird. Gleichzeitig wird Kohlendioxid als Abfallprodukt abgeführt [Sch01].

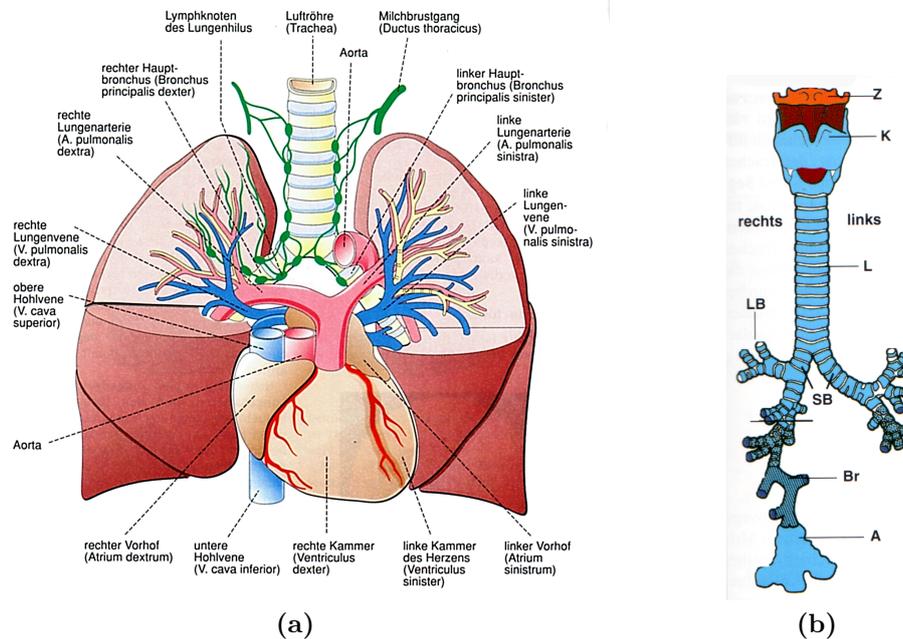


Abbildung 2.1: (a) Herz und Lungenflügel. Verlauf und Verzweigungen der Lungenarterien, der Bronchien und der Lungenvenen. Lymphgefäße (grün) begleiten den Bronchialbaum und münden in den Lymphknoten des Lungenhilus. Quelle: [SWE00] (b) Schematische Darstellung der Atemwege vom Kehlkopf bis zu den Lungenalveolen. Z: Zungenbein. K: Kehlkopf. L: Luftröhre. SB: Stammbronchien. LB: Lappenbronchien. Br: Bronchiolen. A: Alveolargänge und -säckchen. Quelle: [Tho95]

2.3 Bronchialkarzinom und Lungenmetastasen

Das in dieser Arbeit zu entwickelnde Visualisierungsverfahren bezieht sich speziell auf Lungentumoren und -metastasen. Diese sollen mit geeigneten Mitteln visualisiert und beurteilt werden. Daher werden die klinischen Grundlagen und diagnostischen Herausforderungen nur für diesen Teilbereich der Lungenerkrankungen erläutert. Für die restlichen Erkrankungen wird auf die Literatur verwiesen [Kru04, KWW94].

Bronchialkarzinom

Bronchialkarzinome (siehe Abb. 2.2) sind in Deutschland nach Kolonkarzinomen das zweithäufigste Tumorleiden. Die 5-Jahres-Überlebensrate beträgt ca. 5 – 15% [Kru04]. Die Resektion früh erkannter Karzinome bzw. von Tumoren späteren Stadiums, die noch keine Fernmetastasen entwickelt haben, bieten eine Aussicht auf Heilung oder eine wesentliche Verlängerung der Überlebenszeit. Aus histologischer Sicht unterscheidet man grob zwischen kleinzelligen Bronchialkarzinomen („Small cell lung cancer“, SCLC) und nicht kleinzelligen Bronchialkarzinomen („Non small cell lung cancer“, NSCLC). Bronchialkarzinome werden unterschieden in Plattenepithelkarzinome (NSCLC), kleinzellige Karzinome (SCLC), Adenokarzinome (NSCLC) und großzellige Karzinome (NSCLC).

Nicht kleinzellige Tumoren werden in der Regel operativ entfernt. Voraussetzung dafür ist, dass sie noch keine Fernmetastasen gebildet haben und nur wenige oder noch gar keine Lymphknoten befallen sind. Je nach Größe und Lage wird bei einer Operation ein einzelner Lungenlappen (*Lobektomie*) oder ein ganzer Lungenflügel (*Pneumektomie*) entfernt. Strahlen- und Chemotherapie können begleitend zu einer Operation in Frage kommen. Für das kleinzellige Bronchialkarzinom sieht die Prognose schlechter aus, da es sich bei Diagnosestellung zumeist in einem fortgeschrittenem Stadium befindet und bereits Fernmetastasen gebildet hat. In diesen Fällen steht die palliative Therapie im Vordergrund, bei der eine Chemo- und Strahlenbehandlung angewendet werden [RBS08].

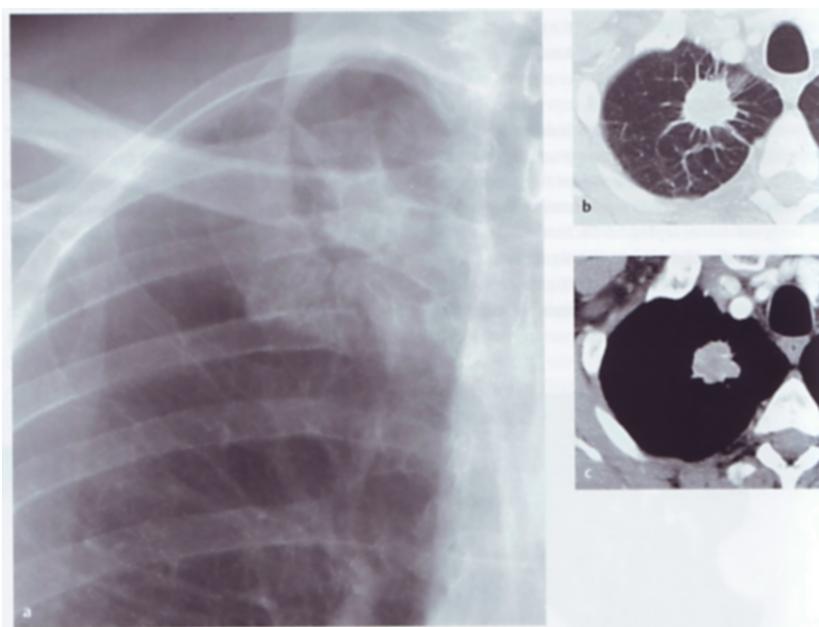


Abbildung 2.2: Peripheres Bronchialkarzinom. Ausschnittsvergrößerungen des rechten Oberlappens. a) Übersichtsaufnahme im p.-a. Strahlengang. b) CT (Lungenfenster). c) CT (Mediastinalfenster). Quelle: [Kru04]

Bronchialkarzinome bilden oft sehr früh Metastasen, die in die hilären und mediastinalen Lymphknoten ziehen. Hämatogen metastasieren sie bevorzugt in Gehirn, Nebennieren und Skelett. Klinische Symptome treten in der Regel erst in fortgeschrittenen Tumorstadien auf. Symptome sind chronischer, meist trockener Husten, Leistungsminderung, Gewichtsabnahme und in fortgeschrittenem Stadium Auswurf und Hämoptoe (Bluthusten).

Lungenmetastasen

Da die Lunge aus einem umfangreichen Kapillar- und Lymphsystem besteht, ist sie als Absiedlungsorgan von Tumorzellen aus anderen Organumoren prädestiniert. Im Verlauf der Hälfte aller Malignomerkrankungen werden Lungenmetastasen (siehe Abb. 2.3) diagnostiziert. Lungenmetastasen stellen sich im CT als Knoten, Rundherde, Punkte und Flecken dar und können als solitäre oder multiple Rundherde auftreten. Tumoren des

Hodens, der Mamma, der Niere, des Kolons und Rektums, der Schilddrüse, der Haut und des Skeletts sind häufige Primärtumoren [Kru04].

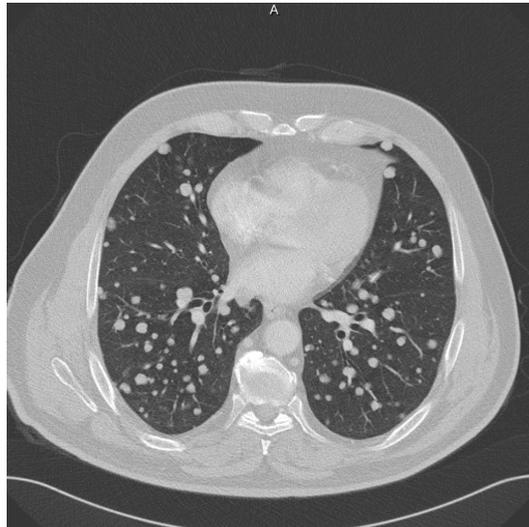


Abbildung 2.3: Axiale Schicht einer CT-Aufnahme eines Patienten mit sehr vielen Lungenmetastasen (helle, runde Strukturen). Quelle: Universitätsklinikum Freiburg

Malignitätskriterien sind exzentrische Verkalkungen, diffuse Kalkeinlagerungen, unregelmäßige Begrenzung und fadenartige Tumorausläufer [LS96]. Die Computertomographie wird für Diagnose und Therapiekontrolle bei Lungenmetastasen am häufigsten genutzt, da sie im Gegensatz zu einer Thoraxübersichtsaufnahme auch Herde mit einem Durchmesser < 1 cm erfassen kann. Solitäre Metastasen sind die klassische Indikation zur Operation, v. a. wenn keine günstigen Chemotherapiemöglichkeiten bestehen, wie z. B. bei dem Nierenzellkarzinom. Bei multiplen Metastasen ist entscheidend, wieviel Lungenparenchym nach einer Resektion überbleibt. Durch laserchirurgische Maßnahmen lassen sich parenchymsparende Maßnahmen vornehmen. Standardbehandlungsmethode ist in diesem Fall jedoch die Chemotherapie. Um festzustellen, ob die Metastasen im Laufe der Behandlung kleiner geworden sind, werden in regelmäßigen Abständen CT-Nachuntersuchungen angefertigt [SBB⁺06].

2.4 Detektion und Segmentierung von Lungenläsionen

Im Folgenden soll erläutert werden, welche Möglichkeiten es gibt, Lungenläsionen in einem CT-Datensatz automatisch zu detektieren. Danach wird beschrieben, wie die detektierten Läsionen segmentiert werden können. Um Aussagen zur Behandlungsmethode treffen zu können, ist es wichtig, zuverlässig und präzise alle vorkommenden Läsionen in der Lunge zu detektieren. Falls nur wenige Metastasen vorliegen, wird oft eine Operation veranlasst. Bei multiplen Läsionen dagegen ist eine Chemotherapie die Methode der Wahl.

Die manuelle Detektion und Charakterisierung aller in einem CT-Datensatz vorkommenden Rundherde ist im Klinikalltag sehr zeitaufwändig und teuer. Bei der manuellen Analyse der Daten können sehr kleine Läsionen oder Läsionen in unmittelbarer Nachbarschaft zu Gefäßen schnell übersehen werden. Außerdem ist die Erkennungsrate stark von der Erfahrung des Untersuchers abhängig. Quantitative Aussagen, wie z. B. kleine Änderungen im Tumolvolumen, lassen sich rein visuell nur abschätzen. Sogenannte CAD-Systeme (*Computer-Aided-Detection*) ermöglichen es, den Arzt bei der Suche nach auffälligen Strukturen zu unterstützen.

2.4.1 Computer-Aided-Detection (CAD)

Ein CAD-System durchsucht automatisch einen CT-Thoraxdatensatz nach potentiell pathologischen Strukturen. Ein gefundener Rundherd wird mit einem farbigen Overlay in dem CT-Datensatz gekennzeichnet. Das von FME genutzte CAD-System *Visia*TM bietet neben der farbigen 2D-Darstellung und lokalen Volumenrenderings die Möglichkeit, ein globales Volumenrendering der Lunge mit allen detektierten Läsionen anzuzeigen. Dadurch wird dem Benutzer eine Gesamtübersicht über alle gefundenen Rundherde gegeben, welches interaktiv rotiert werden kann. Außerdem können manuell weitere Markierungen gesetzt werden, falls der Benutzer eine auffällige Struktur bemerkt, die vom CAD-Verfahren nicht detektiert worden ist.

Heutige CAD-Systeme können krankhafte Veränderungen nicht zu 100% erkennen. Die Trefferquote (*Sensitivität*) liegt je nach System bei ca. 80% [Li07]. Die vom CAD-System richtig detektierten Läsionen werden als *True Positive (TP)* bezeichnet. Fälschlicherweise können aber auch gesunde Bereiche markiert werden, die *False Positive (FP)* genannt werden. Je weniger FP gefunden wurden, desto höher ist die *Spezifität*. Eine pathologische Struktur, die vom CAD-System übersehen wurde und nicht visuell hervorgehoben wird, ist ein sogenanntes *False Negative (FN)*. In diesem Punkt liegt die Hauptschwäche der CAD-Systeme. Für den Arzt ergibt sich nur dann ein signifikanter Mehrwert aus der computerunterstützten Detektion, wenn möglichst viele Rundherde gefunden und präsentiert werden. Da bisher jedoch nicht alle auffälligen Strukturen von einem automatischen Verfahren detektiert werden können, sind CAD-Verfahren in der Medizin nur als Unterstützung und zweite Meinung für den Arzt zugelassen.

Ein CAD-Modell für die Detektion von Lungenläsionen kann allgemein in zwei Hauptbereiche unterteilt werden: Initiale Läsionenidentifikation und Reduktion der False Positives. Das Ziel des ersten Schrittes ist es, möglichst schnell verdächtige Strukturen mit hoher Sensitivität für „wahre“ Treffer zu detektieren. Dieser Vorgang korreliert meist mit einer hohen Anzahl an FP-Treffern. In einem zweiten Schritt werden möglichst viele FP-Kandidaten entfernt, indem sie auf bestimmte Merkmale untersucht werden. Eine Übersicht über unterschiedliche CAD-Systeme kann in [Li07] nachgelesen werden.

Das in dieser Arbeit zu entwickelnde Visualisierungskonzept soll in der Lage sein, die

von einem CAD-System detektierten Läsionen einzulesen und weiterzuverarbeiten. Die Läsionen sollen so visualisiert werden, dass schnell und einfach Entscheidungen zu Lage und Morphologie der Struktur getroffen werden können. Dazu ist es notwendig, die Läsionen in einem Vorverarbeitungsschritt zu segmentieren.

2.4.2 Segmentierung von Lungenläsionen

Bei einer Segmentierung werden Pixel einer Struktur nach einem Zusammengehörigkeitskriterium (z. B. Größe oder Form der durch die Pixel gebildeten Struktur) zu Gruppen zusammengefasst. Das Bild wird in semantische Einheiten (Segmente) zerlegt, die voneinander unterschieden werden können. Die Zerlegung des Bildes heißt *Segmentierung*, wenn sie vollständig und überdeckungsfrei ist [Tön05].

Für den weiteren Ablauf des Konzeptes ist eine Segmentierung der Läsion unverzichtbar. Nur so kann sie von umgebenden Strukturen differenziert, unterschiedlich eingefärbt und in den Fokus der 3D-Visualisierung gestellt werden. Weiterhin ist eine Aussage über das Größenwachstum einer Läsion während der Therapiephase nur mit einem exakten und reproduzierbaren Segmentierungsverfahren möglich. Es sollte ein möglichst schnelles Verfahren sein, das sowohl kleine, als auch große Rundherde zuverlässig segmentiert. Darüber hinaus ist es vorteilhaft, dem Benutzer Möglichkeiten für die interaktive Segmentierungskorrektur zur Verfügung zu stellen.

Die Segmentierungsmethode, die für das Konzept genutzt wird, basiert auf dem Algorithmus von [KDB⁺06] und [MKBP08]. [KDB⁺06] entwickelten eine schnelle und automatische Segmentierungsmethode für pulmonale Läsionen unterschiedlicher Größe auf Basis von morphologischen Prozessen. Der in [MKBP08] beschriebene Algorithmus ist eine Weiterentwicklung des Verfahrens von [KDB⁺06] und stellt eine Verbesserung in der Segmentierung pleuraständiger Rundherde dar. Die dort vorgestellten Verfahren sollen im Folgenden beschrieben werden.

2.4.2.1 Segmentierungsverfahren

Pulmonale Läsionen sind prinzipiell in kontrastierten CT-Bildern aufgrund des hohen Grauwertkontrastes gut vom umgebenden Lungenparenchym unterscheidbar. Die Herausforderung bei der Segmentierung besteht darin, dass die meisten Läsionen mit anderen gleichdichten Strukturen (Gefäße, Brustwand) verbunden sind. Demzufolge ist ein einfaches Grauwertkriterium nicht zielführend, um die Zielregion von umgebenden Strukturen zu separieren, da in diesen Fällen der Grauwertunterschied sehr gering ist. Dieses Problem wird in [KDB⁺06] folgendermaßen gelöst und in Abbildung 2.4 dargestellt: In der Initialisierungsphase wird in dem *Volume of interest* (VOI) ausgehend von einem Saatpunkt ein Regionenwachstumsverfahren mit einem festem unteren Schwellwert -400

HU gestartet. Dieser Wert ist das arithmetische Mittel aus dem allgemeinen Dichtewert des Lungenparenchyms (-850 HU) und dem typischen Dichtewert für Lungenrundherde (50 HU). Die dadurch entstehende Pixelmenge beinhaltet sowohl die Pixel der Zielregion, als auch der Region der Brustwand (siehe Abb. 2.4b). Im nächsten Schritt wird mit Hilfe einer *Connected Component Analysis* die größte, nichtsegmentierte Region bestimmt. Diese Region entspricht dem Lungenparenchym, welches die Läsion umgibt (siehe Abb. 2.4c). In der Abbildung wird deutlich, dass ein sehr geringer Grauwertunterschied zwischen Läsion und Brustwand zu einem Auslaufen der Region und damit zu einer fehlerhaften Übersegmentierung führt. Das Ziel ist es nun, die Grenze zwischen Läsion und Brustwand zu approximieren. Dafür kann die Annahme getroffen werden, dass die Lungen eine weitgehend konvexe Form haben (außer in der Herz- und Zwerchfellregion), während das Lungenparenchym an der Stelle wo die Läsion lokalisiert ist, eine konkave Form besitzt. Diese Annahme legt einen *Konvexe-Hülle-Algorithmus* nahe, der die Lücke im Lungenparenchym schließt und damit die Grenze zwischen Rundherd und Brustwand approximiert (siehe Abb. 2.4d). Die Segmentierung der von der Brustwand separierten Läsion ist jedoch an den Gefäßeintrittsstellen noch fehlerhaft. Wünschenswert ist eine Segmentierungskontur, die lediglich die Voxel des Rundherdes beinhaltet und nicht die der anliegenden Gefäße. Ein Grauwertkriterium ist für diese Aufgabe ebenfalls nicht zielführend, da der Kontrast Läsion-Gefäß zu klein ist. [KDB⁺06] schlagen stattdessen ein morphologisches Kriterium vor, da sich ein Rundherd morphologisch stark von einem Gefäß unterscheidet. Während ein Rundherd normalerweise eine kugelartige Gestalt hat, ist ein Gefäß zylinderförmig und länglich. Zunächst wird eine *Distanztransformation* ausgeführt, mit der die minimale Distanz jedes Voxels zum Hintergrund berechnet wird. Danach wird eine Saatpunktkorrektur ausgeführt, um das Zentrum der Läsion zu bestimmen. Das lokale Maximum der 3D-Distanztransformation entspricht dem Läsionsmittelpunkt und bietet darüber hinaus eine gute Annäherung an den Läsionsradius. Als morphologische Segmentierungsmethode wird ein *Opening* vorgeschlagen, wobei zuerst eine *Erosion*, gefolgt von einer *Dilatation* durchgeführt wird. Die Menge aller Pfade, die in dem optimierten Saatpunkt beginnen und in den VOI-Grenzen enden, wird für die Bestimmung der optimalen Erosionsstärke genutzt. Sie entspricht dem maximalen Radius aller minimalen Radii entlang eines Pfades innerhalb dieser Menge. Abbildung 2.4e zeigt das Ergebnis der Erosion. Der nächste Schritt des Openings, die Dilatation, wird auf Basis einer zweiten Distanztransformation durchgeführt (siehe Abb. 2.4f). Diese bildet die Distanz jedes Voxels zur Erosionsmaske ab. In dem letzten Schritt wird die Segmentierungsgrenze verfeinert, da durch den Erosionsschritt kleine Unregelmäßigkeiten in der Läsionsgrenze erodiert worden sind. Das Endergebnis der Rundherdsegmentierung ist in Abbildung 2.4h zu sehen.

2.4.2.2 Erweiterung des Segmentierungsverfahren

Das von [KDB⁺06] vorgestellte Segmentierungsverfahren hat den Nachteil, dass in den nicht konvexen Teilen der Lunge, z. B. an der Grenze zum Herz oder zum Zwerchfell

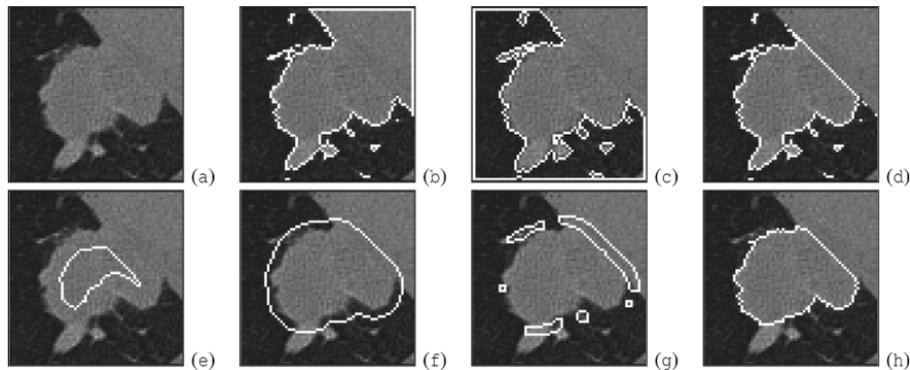


Abbildung 2.4: Segmentierung eines pulmonalen Rundherdes anhand einer axialen CT-Schicht. (a) Situation: Pulmonale Läsion mit Verbindung zu Gefäßen und Brustwand. (b) Ergebnis des initialen 3D-Region-Growing. (c) Komplement der in (b) segmentierten Region. (d) Segmentierungskontur nach Berechnung der konvexen Hülle. (e) Erosion der Kontur. (f)-(h) Ergebnis der Segmentierung nach Dilatation und Verfeinerung der Begrenzung. Quelle: [KDB⁺06]

die angrenzende Struktur nicht vollständig entfernt wird. [MKBP08] präsentieren einen Ansatz, der dieses Problem behebt. Wie im Originalalgorithmus wird ein initiales Region Growing verwendet, um den Tumor und andere hochdichte Strukturen vom Parenchym zu trennen. Daraufhin wird ein *Ray-Casting-Verfahren* gestartet, um die Punkte an der Grenze zwischen der Läsion und dem Parenchym zu finden. Dabei werden ausgehend vom Saatpunkt symmetrisch verteilte Strahlen ausgesendet und bis zum Parenchym oder den Rand der *Region of interest* (ROI) verfolgt (siehe Abb. 2.5a). Im ersten Fall werden die Endpunkte gespeichert und im zweiten verworfen (siehe Abb. 2.5b). Mit der Annahme, dass die Läsion näherungsweise ellipsoidförmig ist, wird die Form der Läsion rekonstruiert, indem ein Ellipsoid an diese Punkte angepasst wird (siehe Abb. 2.5c). Die ROI wird für weitere Berechnungen mit einer leicht dilatierten Version des Ellipsoids maskiert, wodurch sichergestellt wird, dass der Tumor vollständig enthalten ist (siehe Abb. 2.5d). Durch die Ellipsoidannäherung ist es nun auch möglich, in konkaven Bereichen die Grenze zwischen Parenchym und Läsion zu ziehen (siehe Abb. 2.5e). Die Konkavitäten sind innerhalb des Ellipsoids nicht mehr sichtbar und das Ergebnis ist unabhängig von der Größe der ROI (siehe Abb. 2.5f). Angrenzende Blutgefäße werden entsprechend des Originalalgorithmus ([KDB⁺06]) durch adaptives Opening entfernt. Dieses Verfahren stellt eine wesentliche Verbesserung in der Segmentierung pleuraständiger Strukturen dar. Während mit dem Originalalgorithmus in 71 % der Fälle das Segmentierungsergebnis als gut bewertet wurde, konnte dieser Anteil auf 89 % erhöht werden [MKBP08].

2.5 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde beschrieben, wie die Lunge des Menschen aufgebaut ist und welche Funktion sie hat. Das Bronchialkarzinom und Lungenmetastasen sind Erkrankungen der Lunge, die mit Hilfe von bildgebenden Verfahren sichtbar gemacht und diagnostiziert

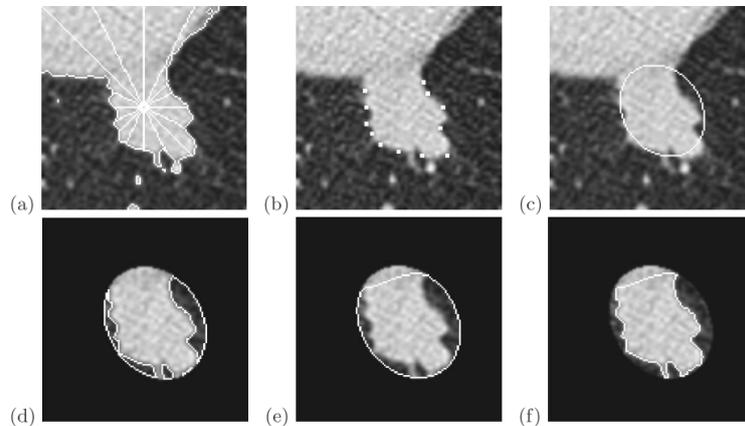


Abbildung 2.5: Erweiterter Segmentierungsalgorithmus. **(a)** Ergebnismaske des initialen Region Growing und Strahlen zum Rand der Maske. **(b)** Gültige Strahlenendpunkte am Tumorrang. **(c)** An die Punkte angepasstes Ellipsoid. **(d)** Teil der Maske innerhalb des dilatierten Ellipsoids. **(e)** Konvexe Hülle der inversen Maske innerhalb des dilatierten Ellipsoids. **(f)** Differenz von konvexer Hülle und inverser Maske. Quelle: [MKBP08]

werden können. In der Computertomographie liegt das größte Potential, da mit diesem Verfahren auch kleine Lungenläsionen detektiert und analysiert werden können. Neben der CT wurden weitere Techniken (MRT, PET) der Thoraxdiagnostik genannt.

Für die Detektion von Lungenrundherden werden Computer-Aided-Detection-Methoden genutzt, die einen CT-Datensatz automatisch nach potentiell pathologischen Strukturen untersuchen. Problematisch ist dabei die Sensitivität der Verfahren. Heutige CAD-Systeme sind nicht in der Lage, 100 %-ig alle auffälligen Strukturen in einem Thorax-CT-Datensatz zu detektieren.¹ Nach der Detektion eines Rundherdes ist eine Segmentierung der Läsion erforderlich, um sie von den anderen anatomischen Strukturen in der Umgebung zu unterscheiden und sowohl in 2D, als auch in 3D zu visualisieren. Die Funktionsweise des Segmentierungsverfahrens und dessen Einschränkungen wurden beschrieben. Vor allem pleuraständige Läsionen können nicht immer fehlerfrei und vollständig segmentiert werden. Die erweiterte Segmentierungsmethode, die dieses Problem löst, ist ebenfalls erläutert worden.

¹Das in dieser Arbeit zu entwickelnde Visualisierungsverfahren soll dazu beitragen, die Sensitivitätsrate des CAD-Verfahrens zu steigern, indem die Segmentierungsergebnisse der Detektionen von einem erfahrenen Radiologen oder Chirurgen beurteilt werden.

3 Interaktive Visualisierung

In diesem Kapitel werden verschiedene Visualisierungsverfahren vorgestellt, mit denen es möglich ist, die in der medizinischen Bildgebung anfallenden Datenmengen darzustellen und interaktiv zu explorieren. In Hinblick auf das zu entwickelnde Visualisierungskonzept werden Hervorhebungstechniken in dreidimensionalen medizinischen Visualisierungen beschrieben und klassifiziert. Eine „interaktive“ Visualisierung entsteht erst durch die sinnvolle Einbindung des Benutzers. Daher wird im letzten Teil dieses Kapitels erörtert, welche Kriterien für ein benutzergerechtes User Interface gelten und welche speziellen Anforderungen an eine webbasierte Benutzeroberfläche gestellt werden.

3.1 Medizinische Volumenvisualisierung

Die in der medizinischen Bildgebung anfallenden Datenmengen liegen in der Regel in Form von Volumendaten vor, die sowohl zwei- als auch dreidimensional exploriert werden können. Die einfachste und klassische Analysemethode ist die *2D-Schichtendarstellung*. Für die dreidimensionale Exploration der Daten existieren zwei grundlegende Verfahren: *direktes* und *indirektes Volumenrendering (VR)*.

3.1.1 Schichtendarstellung

Für die 2D-Analyse werden die einzelnen Schichten des Datensatzes genutzt und ausgewertet. Dies ist in der klinischen Routine eine gängige Praxis, da der Arzt in dieser Darstellung Details wahrnehmen kann, die in einer komplexen 3D-Visualisierung verloren gehen könnten oder durch Verdeckung von anderen Strukturen nicht sichtbar sind. Dem Benutzer stehen außerdem verschiedene Modifizierungswerkzeuge zur Verfügung, mit der die Darstellung verändert werden kann. So können die Schichtdaten in unterschiedlichen Orientierungen (axial, sagittal, coronal) präsentiert werden und mit Hilfe von flexiblen Transferfunktionen die Intensitätswerte auf Grauwerte abgebildet werden (*Fensterung*).

3.1.2 Indirektes Volumenrendering

Bei der indirekten Volumenvisualisierung werden die Oberflächen der in den Daten vorhandenen anatomischen Strukturen extrahiert und dargestellt. In den meisten Fällen

wird hierfür der *Marching Cubes*-Algorithmus genutzt [LC87]. Die extrahierte *Isooberfläche* orientiert sich an einem zuvor festgelegten Grenzwert (*Isowert*). Voxel mit skalaren Werten oberhalb dieses Schwellwertes befinden sich innerhalb, Voxel mit kleineren skalaren Werten außerhalb der von der Oberfläche eingeschlossenen Region. Das Ergebnis ist ein polygonales Oberflächenmodell, welches auch auf nicht spezialisierter Grafikkhardware schnell dargestellt werden kann. Beleuchtungs- und Texturmodelle sorgen für eine Qualitätssteigerung der Darstellung. Da die Informationen im Inneren des Objektes verloren gehen, wird das indirekte VR meist für die Visualisierung von Gefäßen genutzt und wird v. a. in der medizinischen Diagnostik von Gefäßerkrankungen angewendet. Der Vorteil des Verfahrens ist, dass die Isofläche nur einen Bruchteil des Speicherplatzes der originalen Volumendaten belegt. Nachteilig ist jedoch der schwer zu findende Schwellwert. Bei diffusen Daten ist es oftmals unerlässlich, zuvor die Zielstruktur zu segmentieren, um einen geeigneten Isowert zu finden. Ein weiterer Nachteil ist die Informationsreduktion auf eine Oberflächenkontur. Die Exaktheit des polygonalen Oberflächenmodells kann zu Fehleinschätzungen führen, da es das Resultat des Extraktionsverfahrens ist und nicht zwangsläufig auf den im Datensatz vorliegenden Verhältnissen beruht. Außerdem wirken die extrahierten Oberflächen oft künstlich, da die Oberflächenpolygone eingefärbt werden und die ursprünglichen Intensitätswerte nicht mehr vorhanden sind.

3.1.3 Direktes Volumenrendering

Bei dem direkten Volumenrendering handelt es sich um eine Methode, bei der ohne Vorverarbeitung direkt mit den Originaldaten gearbeitet wird. Man unterscheidet bei dem direkten Volumenrendering zwischen bildbasierten, objektbasierten und texturbasierten Verfahren. Ein Überblick über das direkte VR kann in [RS01] gefunden werden. Jedem skalaren Voxelwert des Datensatzes werden dabei mit Hilfe von Transferfunktionen oder Lookup-Tabellen Grau- oder Farb- und Transparenzwerte zugewiesen. Das Ziel dabei ist es, relevante Bereiche sichtbar zu machen bzw. hervorzuheben und andere Strukturen in den Hintergrund zu rücken. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt darin, dass originale Daten verarbeitet werden und die Visualisierung nicht nur auf die Oberfläche einer Struktur begrenzt wird. Der Nachteil ist, dass ein großes Datenvolumen zu einer großen Voxelanzahl und damit zu einem hohen Speicher- und Rechenaufwand führt. Um eine interaktive Darstellung zu ermöglichen, wurden verschiedene optimierte Verfahren entwickelt, wie z. B. die *Shear Warp* Transformation [LL94]. Weiterhin können Grafikkarten mit 3D-Texturspeicher die direkte Volumenvisualisierung deutlich beschleunigen.

3.1.3.1 Transferfunktionen und Lookup-Tabellen

Bei den Verfahren des direkten Volumenrenderings werden Intensitätswerte des Datenvolumens mit Hilfe von Transferfunktionen (TF) auf Grau- oder Farbwerte abgebildet. Da der Mensch nur ca. 100 Grauwerte unterscheiden kann ([PB07]), bietet es sich an,

die Intensitätswerte auf Farbe abzubilden. Unterschiedliche Strukturen können dadurch leichter voneinander differenziert werden. Für eine effiziente Anwendung der TF wird sie diskretisiert auf eine Lookup-Tabelle (LUT) abgebildet. Eine LUT für Farb- und Transparenzwerte hat 4 Kanäle (RGBA) mit jeweils z. B. 8 Bit (256 Stufen). Die LUT kann im Grafikkartenspeicher abgelegt und die Werte bei Bedarf schnell ausgelesen werden. Die Berechnungen erfolgen direkt auf der Hardware, was das Volumenrendering erheblich beschleunigt.

3.1.3.2 Tagged Volume Rendering

Oft können unterschiedliche Objekte (Gewebe, Organe, Tumoren) nicht fehlerfrei mit TFs voneinander separiert werden. In diesen Fällen ist eine vorverarbeitende Segmentierung notwendig, mit der die Voxel einem bestimmten Objekt zugeordnet werden und somit objekt-bezogene TFs definiert werden können. Mit dieser Zusatzinformation können den Objekten individuelle, visuelle Eigenschaften (z. B. Farbe, Transparenz) zugewiesen werden [HBH03].

Durch die Verwendung eines solchen hybriden Volumenrenderingverfahren können die Vorzüge der direkten und indirekten Volumenvisualisierung in einer Darstellung kombiniert werden. Dieses Konzept wird in dem für diese Arbeit verwendeten und von FME entwickelten Volumenrenderer, dem *GigaVoxelRenderer (GVR)*, umgesetzt. Dieser hat zwei Modi: Im ersten Modus kann der Benutzer auf klassische Weise eine Transferfunktion für Grau- und Transparenzwerte einstellen. Der zweite Modus hat die Funktion, Oberflächen in dem Volumen darzustellen, indem entsprechende segmentierte Datensätze (*TagData*) angeschlossen werden. Diese Daten werden in die Visualisierung eingebettet und können mit Hilfe von 2D-LUTs gesondert farblich hervorgehoben oder transparent gesetzt werden. Der GVR nutzt außerdem das 3D-Texturemapping der Grafikkhardware aus, wodurch ein schnelles und effizientes VR möglich wird.

3.1.4 Kombination von 2D und 3D

Ein Radiologe ist es im Klinikalltag gewohnt, Volumendaten Schicht für Schicht zu inspizieren und daraus ein „mentales 3D-Modell“ aufzubauen. Mittels der 2D-Schichten ist es ihm möglich, die Daten präzise zu explorieren und zu analysieren. Eine 3D-Visualisierung dagegen hat ihre Stärke in der Überblicksdarstellung und der Analyse von räumlichen Verhältnissen und Beziehungen zwischen anatomischen Strukturen. Diese Informationen sind vor allem für die Planung einer Operation wertvoll. Für die Analyse der medizinischen Volumendaten ist es daher ratsam, dem Arzt sowohl eine 2D- als auch 3D-Visualisierung zur Verfügung zu stellen [PB07]. Eine Kombination der beiden Techniken wird in dem zu entwickelnden Visualisierungskonzept umgesetzt.

3.2 Hervorhebungstechniken in medizinischen 3D-Visualisierungen

In medizinischen 3D-Visualisierungen ist es oft erforderlich, bestimmte Zielstrukturen (z. B. Tumoren) hervorzuheben. Die Herausforderung besteht darin, das Objekt sichtbar zu machen, indem es so verändert wird, dass es sich von seiner Umgebung abhebt und ausreichend groß ist. Gleichzeitig soll die Lagebeziehung zu anderen Objekten deutlich werden, indem diese als Kontextinformation in die Darstellung eingebracht werden. Verdeckungen der Zielstruktur durch diese Kontextobjekte sind möglichst zu vermeiden. Zusammenfassend soll die 3D-Visualisierung viele Informationen gleichzeitig vermitteln und einen schnellen und effizienten Überblick über die Zusammenhänge bieten. Im Folgenden soll beschrieben werden, welche Möglichkeiten es gibt, um Objekte in dreidimensionalen Darstellungen hervorzuheben und welche Auswirkungen dies auf das zu entwickelnde Visualisierungskonzept hat.

In der Literatur wird zwischen drei grundlegenden Ansätzen unterschieden: *lokale*, *regionale* und *globale* Hervorhebungstechniken [PR02]. In dieser Arbeit soll ein Konzept entwickelt werden, welches die Vorzüge der drei Hervorhebungstechniken nutzt, um eine optimale 3D-Visualisierung von Lungenläsionen zu garantieren. In Kapitel 4.2.3 wird beschrieben, welche dieser Techniken dabei zum Einsatz kommen.

3.2.1 Lokale Hervorhebungstechniken

Lokale Hervorhebungstechniken beeinflussen die Eigenschaften eines hervorzuhebenden Objektes, wodurch das Objekt von seiner Umgebung abgegrenzt wird. Dabei können unterschiedliche Techniken genutzt werden: Beispielsweise kann das Aussehen eines Objektes verändert werden, indem die Struktur farbig dargestellt wird. Gesättigte Farben sind dabei für die Hervorhebung der Zielstruktur zu empfehlen. Eine weitere lokale Technik ist die Einblendung metagraphischer Symbole, die auf das Objekt in der Szene hinweisen. Diese Symbole müssen ausreichend groß und unverdeckt sein, um dem Benutzer einen Hinweis auf die Lokalisation des Zielobjektes zu geben. Beispielsweise kann ein Pfeil, ein Fadenkreuz oder eine *Bounding Box*, die das Objekt umschließt, genutzt werden. Die Platzierung und Skalierung von Pfeilen in einer 3D-Szene ist jedoch nicht trivial. Dieser Vorgang erfordert die Analyse der Objekt- und Verzweigungsstruktur, damit der Pfeil an dem Schwerpunkt oder einem charakteristischen Punkt des Objektes platziert werden kann [PR02]. Eine weitere wirkungsvolle Hervorhebungstechnik besteht darin, das Objekt separat und nicht durch andere Strukturen verdeckt in einer Detailansicht zu präsentieren. Diese Technik ist besonders in den Fällen zu empfehlen, wo das Objekt in einer komplexen 3D-Visualisierung nicht (oder nur zu einem geringen Teil) sichtbar ist.

3.2.2 Regionale Hervorhebungstechniken

Regionale Hervorhebungstechniken beziehen sich auf die Objekte, die eine Zielstruktur verdecken. Diese verdeckenden Objekte werden dabei so modifiziert, dass ein „Durchblick“ möglich ist. Beispielsweise ist es möglich, die Objekte semi-transparent oder transparent zu setzen und die Objektkontur als Linie hervorzuheben. Eine andere Methode ist es, mit Hilfe von *Cutaway*-Ansichten die Sicht auf verdeckte Regionen zu gewährleisten, indem quader- und zylinderförmige Bereiche aus den Volumendaten ausgeschnitten werden. Weitere regionale Hervorhebungstechniken sind *Fisheye*-Ansichten und Animationen. Bei dem erstgenannten Verfahren werden die hervorzuhebenden Objekte auf Kosten der anderen vergrößert dargestellt, was unter Umständen zu einer starken Verzerrung der Größenbeziehungen und damit im medizinischen Kontext evtl. zu Fehlinterpretationen führen kann. Eine Visualisierung kann durch die Anwendung einer Hervorhebungstechnik zum Teil stark verändert werden. Animationen können diesen Prozess unterstützen, indem die Veränderung in Zwischenstufen und mit zeitlicher Verzögerung vorgenommen wird. Dadurch wird ein weicher Übergang vom Ausgangs- zum Endzustand der Darstellung erreicht.

3.2.3 Globale Hervorhebungstechniken

Globale Hervorhebungstechniken beziehen sich auf alle Objekte in der dreidimensionalen Szene und auf die Sichtrichtung auf das gesamte Modell. Bei diesem Verfahren wird die virtuelle Kamera so positioniert, dass eine optimale Sichtbarkeit der Fokusstruktur gewährleistet ist. Aus einer diskreten Menge von Sichtrichtungen wird dabei diejenige ausgewählt, in der das hervorzuhebende Objekt am besten sichtbar ist.

Einige dieser Hervorhebungstechniken werden in der Entwicklung des Visualisierungsverfahrens berücksichtigt und angewendet. Neben der visuellen Hervorhebung bestimmter Strukturen sind sinnvolle Interaktionsmöglichkeiten mit der Visualisierung notwendig, um einem Benutzer die Möglichkeit zu geben, die Darstellung zu beeinflussen und optimal explorieren zu können. Die dafür notwendigen Grundlagen werden im folgenden Kapitel dargelegt.

3.3 User Interface Design

„Usability ist ein Qualitätsmerkmal, wie einfach etwas zu benutzen ist. Es geht genauer gesagt darum, wie schnell Menschen die Benutzung eines Gegenstands erlernen können, wie effizient sie während seiner Benutzung sind, wie leicht sie sich diese merken können, wie fehleranfällig der Gegenstand ist und wie er den Nutzern gefällt.“ [LN08, S. xvi]

Das in dieser Arbeit umzusetzende Visualisierungsverfahren soll mit einer grafischen Benutzerschnittstelle, kurz GUI (**G**raphical **U**ser **I**nterface) genannt, bedienbar gemacht werden. Diese Schnittstelle ist eine Software-Komponente, die eine Verbindung zwischen einem Benutzer und einem Computer herstellt. Die Elemente einer Benutzeroberfläche können meist mit einem Zeigegerät, wie einer Maus, bedient werden. Die Benutzerschnittstelle ermöglicht dem Nutzer die Interaktion mit einem Anwendungsprogramm und macht die Funktionen der Anwendung zugänglich.

Das Ziel bei der Entwicklung eines GUIs ist es, entsprechend moderner Usability-Kriterien eine benutzergerechte und intuitive Oberfläche zu entwerfen, mit der es dem Benutzer möglich ist, das System zu steuern und seine Ziele in Bedienhandlungen umzusetzen. Die Eigenschaften der menschlichen Wahrnehmung und der Verarbeitung von Informationen müssen berücksichtigt werden. Der Mensch soll möglichst viel Freiheit bei der Arbeit haben und seine typischen Arbeitsschritte müssen unterstützt werden. Außerdem sollten dem Nutzer Informationen über aufgetretene Fehler oder Probleme präsentiert werden [Pre99].

3.3.1 Grundprinzipien im User Interface Design

Es gibt viele unterschiedliche Konzepte für die Gestaltung von Benutzerschnittstellen. Im Folgenden sollen die in der Literatur oft zitierten Gestaltprinzipien von Donald A. Norman [Nor88] kurz angesprochen werden. Norman gilt als Usability-Spezialist und Experte im Bereich Mensch-Computer-Interaktion.

1. **Affordance** – Durch das Design eines Objektes entsteht ein Handlungspotential (*Affordance*). Eine gute Gestaltung von Bedienelementen und deren kontextuelle Anordnung fördern die intuitive Benutzbarkeit einer Benutzerschnittstelle. Beispielsweise entsteht bei einem Telefon durch die Tasten ein Handlungspotential bei dem Benutzer. Die Anzahl der Tasten und deren widerspruchsfreie Beschriftung beeinflussen die Bedienungsqualität.
2. **Consistency** – Ähnliche Bedienelemente sollten ähnliche Funktionen ausführen. Der Benutzer kann somit schnell vorhandenes Wissen mit neuem Kontext verknüpfen.
3. **Constraints** – Die Benutzbarkeit von Bedienelementen sollte in einem gewissen Grad eingeschränkt werden (*Constraints*), sodass Bedienfehler vermieden werden. Beispielsweise können in einem Menü bestimmte Auswahlpunkte deaktiviert werden, wenn sie in der aktuellen Situation nicht möglich sind. Außerdem sollten diverse Konventionen eingehalten werden, die Menschen im Laufe der Zeit bei der Bedienung von User Interfaces gelernt haben. Zum Beispiel kann ein wechselnder Mauszeiger (Pfeil \Rightarrow Hand) den Benutzer darauf hinweisen, dass an dieser Stelle etwas bewegt/verändert werden kann.

4. **Feedback** – Die Benutzerschnittstelle muss eine unmittelbare Reaktion auf eine Bedienungshandlung anzeigen (*Feedback*). Dieses Feedback kann in visueller, auditiver oder haptischer Form erfolgen. Beispiel: Bei einem Anrufbeantworter sollte nach Betätigung der Taste zum Löschen einer Nachricht im Display eine Meldung ausgegeben werden (z. B. „Nachricht gelöscht.“).
5. **Mapping** – Mit Hilfe von Abbildungen (*Mappings*) wird eine Beziehung zwischen den Bedienelementen (physischen Elementen) und dem internen Zustand des Systems (Funktionen) hergestellt. Die Verwendung von physikalischen Analogien und kulturellen Standards erleichtern das Verständnis der Benutzerschnittstelle. Das Ziel dabei ist es, möglichst natürliche und naheliegende Abbildungen zu entwickeln. Der Leitsatz lautet: „Sprich die Sprache des Benutzers.“ [Pre99, S. 57]. Ein Beispiel ist eine Taste mit einem Lautsprechersymbol auf einem Telefon. Diese Taste suggeriert dem Benutzer, dass nach Betätigung in den „Laut-Modus“ gewechselt wird.
6. **Visibility** – Mit *Visibility* ist die Sichtbarkeit des Systemzustandes und möglicher Bedienungshandlungen gemeint. Die Funktionen des Systems sollten sofort erkennbar sein, sodass der Nutzer erkennen kann, was er tun kann und wie das System reagiert. Beispielsweise sind die Kontrollelemente in einem Auto-Cockpit in der Regel so positioniert, dass sie leicht gefunden und bedient werden können.

Diese Gestaltprinzipien sollen bei der Umsetzung der grafischen Benutzeroberfläche und bei der Entwicklung des Web Frontends berücksichtigt werden, sodass eine benutzer-gerechte Bedienung ermöglicht wird. Im Kapitel 4.3 wird darauf eingegangen, wie die Designgrundlagen konkret umgesetzt wurden.

3.3.2 Dialog- und Formulargestaltung

Mit Dialogen und Formularen können zusammengesetzte Interaktionsaufgaben gelöst werden. Bei einem Formular überwiegt das Ausfüllen und die Eingabe von Texten von entsprechenden Bereichen. Ein Dialog wird dagegen genutzt, um die Eigenschaften eines Objektes zu verändern. Dialoge und Formulare sind ein wichtiger Bestandteil von grafischen Benutzeroberflächen und müssen so gestaltet sein, dass dem Benutzer eine strukturierte Eingabe von zusammengehörigen Informationen ermöglicht wird.

Der Entwickler des GUIs muss entscheiden, welche Elemente in die Oberfläche integriert werden, sodass möglichst viele Funktionen des Systems vom Benutzer beeinflusst werden können. Gleichzeitig muss beachtet werden, dass viele, unstrukturierte GUI-Elemente zu einer Verwirrung und Überforderung des Nutzers führen können. Im Folgenden sollen einige User-Interface-Kriterien genannt werden, die für das in dieser Arbeit zu entwickelnde Konzept berücksichtigt werden. Diese Kriterien basieren auf den in [Nor88], [Pre99] und [SPCJ09] vorgeschlagenen Richtlinien und Gestaltgesetzen für eine benut-

zergerechte Mensch-Computer-Interaktion.

1. **Wahl der Dialogbausteine** – Es müssen angemessene Dialogbausteine verwendet werden, mit denen die entsprechenden Aktionen ausgeführt werden können. Beispielsweise sind für die Auswahl von ca. 2-6 Werten Radiobuttons zu empfehlen, die eine 1-aus-n-Selektion ermöglichen. Für die Auswahl aus einer größeren Menge von Werten ist dagegen eine Listbox oder Combobox vorzuziehen.
2. **Strukturierung** – Die User-Interface-Elemente müssen angemessen strukturiert werden. Das *Gesetz der Nähe* [Wer39] besagt, dass Elemente, die nahe beieinander liegen, als zusammengehörig empfunden werden. Daher sollten UI-Elemente, die ähnliche Funktionen ausführen, nahe beieinander dargestellt und gruppiert werden. Um die Wahrnehmung der Gruppierung weiter zu unterstützen, können Linien zwischen Elementgruppen oder Kästen um mehrere Elemente eingesetzt werden. Hierarchisch strukturierte Menüs (z. B. Tab-Menüs) können dabei helfen, inhaltlich zusammengehörige Bedienelemente zusammenzufassen.
3. **Beschriftung** – Die Elemente eines Dialoges sollten widerspruchsfrei beschriftet werden, sodass der Benutzer korrekt interpretieren kann, was er mit einer Eingabe bewirkt. Neben textbasierten Beschriftungen ist es auch empfehlenswert, Abbildungen zu verwenden. Beispielsweise kann anstatt eines Buttons mit der Beschriftung „Hilfe“ auch ein Fragezeichen-Symbol genutzt werden, um den Benutzer auf eine Hilfefunktion hinzuweisen (siehe *Mapping* [Nor88]).
4. **Dimensionierung und Anordnung** – Die Eingabelemente sollten jeweils gleich groß dimensioniert und einheitlich angeordnet werden. Bei der Darstellung von Listen muss beachtet werden, dass diese aneinander ausgerichtet sind und wenn möglich, von der Größe her übereinstimmen. Alle Einträge einer Liste sollen möglichst vollständig lesbar und alphabetisch sortiert sein. Horizontales Scrollen in einer Liste ist zu vermeiden. Wenn Listen ausgeklappt werden, muss berücksichtigt werden, dass dabei andere Dialogbausteine verdeckt werden könnten.
5. **Eingabe von Text und numerischen Werten** – Für die Eingabe von längeren Texten sind mehrzeilige Texteingabefelder zu empfehlen. Wenn numerische Werte vom Benutzer eingegeben werden sollen, sind neben den Textfeldern positionierte Buttons mit Pfeilen hilfreich. Damit kann ein eingestellter Standardwert in einem bestimmten Wertebereich vergrößert/verkleinert werden. Weiterhin ist eine Fehlerbehandlung bei der Eingabe von numerischen Werten wichtig: Bei der Eingabe unzulässiger Zeichen muss der Benutzer unmittelbar mit einer hilfreichen Fehlermeldung über die falsche Eingabe informiert werden.
6. **Berücksichtigung von Arbeitsabläufen** – Die Reihenfolge der Aktionen muss sich an den Aufgaben orientieren, die der Benutzer erledigt. Eine vom System vorgegebene Standardreihenfolge sollte den Nutzer dabei unterstützen, ihn aber nicht in der Reihenfolge der Abarbeitung einschränken.

7. **Benutzung von Standardwerten** – Um die Zahl der Benutzereingaben zu minimieren und mehrfaches Eingeben von Daten zu verhindern, können Standardwerte angezeigt werden. Im Zusammenhang damit stehen auch Benutzereingaben, die als Standardwerte übernommen und abgespeichert werden sollen.

3.3.3 Anforderungen an ein Web Interface

Eine Webanwendung oder Webapplikation ist ein Computer-Programm, das auf einem Webserver ausgeführt wird. Der von der Webanwendung generierte HTML-Quellcode wird dem Benutzer in Form einer Webseite präsentiert. Diese Webseite ist die grafische Benutzeroberfläche der Webapplikation und ermöglicht die Kommunikation zwischen dem Benutzer und dem System. In diesem Zusammenhang wird die Benutzerschnittstelle als *Web Interface* bezeichnet. Der große Vorteil eines Web Interfaces liegt in der Plattformunabhängigkeit. Außer einem Internetbrowser (und evtl. Plugins) ist keine weitere Software notwendig, um die Benutzerschnittstelle bedienen zu können. Die in den vorherigen Kapiteln beschriebenen Designprinzipien für User Interfaces gelten ebenso für Web Interfaces. Aufgrund der speziellen Rahmenbedingungen (Internet, Webbrowser) gelten jedoch weitere wichtige Kriterien für ein benutzerzentriertes Web Interface Design, die im Folgenden angesprochen werden sollen. Sie basieren auf den in [LN08] und [Hof08] vorgeschlagenen Usability-Richtlinien für Webseiten und Web Interfaces. Diese Anforderungen werden für den Entwurf und die Realisierung des Web Frontends für die Beurteilung von Lungenläsionen berücksichtigt.

1. **Browserunterstützung** – Bei der Entwicklung eines Web Interfaces muss garantiert werden, dass es mit jedem Webbrowser ohne Einschränkungen bedient werden kann. Aktuelle Browser, die sich an internationale Webstandards ([Wor09]) halten (Mozilla Firefox, Opera, Safari, Google Chrome), sollten das Interface genauso darstellen können, wie die älteren, nur bedingt standardkonformen Versionen 5, 6 und 7 des Internet Explorers von Microsoft.
2. **Schnelligkeit** – Auch mit der steigenden Verbreitung von schnellen Internetanschlüssen ist es wichtig, dafür zu sorgen, dass eine Webseite schnell vom Browser geladen werden kann. Sehr große und ladeintensive Medieninhalte (Bilder, Videos und Animationen) sollten reduziert genutzt werden.
3. **Auflösung** – Ein sehr wichtiger Faktor für das Design eines Web Interfaces ist die Bildschirmauflösung. Abhängig von der genutzten Hardware und den Einstellungen des Benutzers gibt es unterschiedlich große Auflösungen, mit denen eine Webseite betrachtet werden kann. Heute gängige Auflösungen sind 1024 * 768 Pixel oder größer. Jedoch sollte das Interface auch auf kleineren Notebook-Auflösungen (z. B. 800 * 600 Pixel) bedienbar sein.
4. **Usability** – Die Nutzbarkeit (*Usability*) eines Web Interfaces wird durch ein

strukturiertes und übersichtliches Design gefördert. Lange Webseiten, die mit hohem Scrollaufwand des Nutzers verbunden sind, sollten vermieden werden. Scrollvorgänge in horizontaler Richtung sind ebenfalls zu verhindern [LN08]. Ein Web Interface muss dem Benutzer eine angenehme Arbeitssituation schaffen, die Bedienung soll Spaß machen und dem Nutzer sollten Freiheiten gewährleistet werden. Eine gute Webseite zeichnet sich durch einen hohen Grad an Interaktivität aus.

5. **Flexibilität des Nutzers** – Bei der Entwicklung eines Web Interfaces muss beachtet werden, dass der Benutzer das Aussehen der Webseite beeinflussen kann. Neben der Bildschirmauflösung gehört dazu die Schriftgrößen- und Farbskalierung. Auch unter diesen, vom Benutzer geänderten Bedingungen, sollte das Interface nutzbar sein.
6. **(Barrierefreiheit)¹** – Ein Web Interface sollte auch von sehbehinderten und blinden Menschen verwendet werden können. In diesem Fall lesen sogenannte *Screenreader* die Inhalte einer Webseite vor oder geben sie auf einer Braillezeile in Punktschrift aus. Eingebundene Medieninhalte werden vom Screenreader ignoriert.

3.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde beschrieben, wie die in der medizinischen Bildgebung anfallenden Datenmengen sowohl zwei- als auch dreidimensional visualisiert werden können. Es wurden diverse Techniken zur Aufmerksamkeitssteuerung dargelegt, die es dem Benutzer erleichtern, Informationen aus den häufig sehr komplexen Visualisierungen zu gewinnen. Die automatische Ermittlung günstiger Kamerapositionen ist eine solche Technik, die, wie im nächsten Kapitel beschrieben, in die Entwicklung des Visualisierungskonzeptes einbezogen wird.

Eine einfach zu bedienende grafische Benutzeroberfläche ist entscheidend für den Nutzen eines Computer-Systems. Es ist erörtert worden, welche Kriterien im User Interface Design berücksichtigt werden müssen, um dem Nutzer die Funktionen des Systems zugänglich zu machen. Des Weiteren wurden die speziellen Anforderungen an eine webbasierte Benutzerschnittstelle erläutert. Diese Gestaltungsprinzipien werden im nachfolgenden Kapitel für den Entwurf der Benutzeroberfläche des Visualisierungskonzeptes und des Web Frontends berücksichtigt.

¹Die Barrierefreiheit spielt in dem zu entwickelnden Web Interface eine untergeordnete Rolle, da die Zielgruppe Radiologen und Chirurgen sind, die im Normalfall keine gravierenden Sehbehinderungen haben.

4 Entwurf

In diesem Kapitel soll ein Konzept für die Visualisierung und Evaluierung von Lungenläsionen entworfen werden. Dabei wird erläutert, welche Schritte notwendig sind, um die Thorax-CT-Aufnahmen mit geeigneten Visualisierungsverfahren aufzubereiten. Im ersten Teil soll eine Anforderungsanalyse durchgeführt werden. Dabei wird beschrieben, welche Fragestellungen in den klinischen Bereichen der Radiologie und Chirurgie für die Diagnose und Operationsplanung von Lungenrundherden geklärt werden müssen. Aus diesen Fragestellungen werden die Anforderungen an das zu entwickelnde Konzept abgeleitet. Im zweiten Teil werden die Visualisierungsstrategie und die damit einhergehenden Herausforderungen dargelegt. Im letzten Abschnitt wird das User-Interface-Konzept beschrieben. Dabei werden Entwürfe für die Benutzeroberfläche des Software-Moduls und für das Web Interface diskutiert. Es soll beschrieben werden, welche Anforderungen an die Benutzerschnittstellen gestellt werden und wie die Herausforderungen im User-Interface-Design gelöst werden.

4.1 Anforderungsanalyse

Für die Diagnose und Operationsplanung von Lungenrundherden müssen in der klinischen Radiologie und Chirurgie unterschiedliche Fragestellungen beantwortet werden [Kru04]:

Fragestellungen der Radiologie

- Wo befindet sich die in der Röntgenaufnahme gefundene Läsion in der CT-Aufnahme?
- Gibt es noch weitere Rundherde, die in der Röntgenprojektion nicht gefunden wurden?
- Stadieneinteilung des Tumors nach der TNM-Klassifikation (Abschätzung der Prognose und Operabilität)
- Aussagen über die Veränderung der Tumorgöße während einer Therapie

Für den Chirurgen sind folgende Fragestellungen in Bezug auf eine Metastasenoperation von Bedeutung [SBB⁺06]:

Fragestellungen der Chirurgie

- Erlaubt der Allgemeinzustand sowie die Herz- und Lungenfunktion des Patienten eine Operation?
- Können alle Metastasen reseziert werden und wieviel Parenchymreserve verbleibt dabei?
- Wo befindet sich die Metastase in der Lunge (z. B. zentral, peripher)?
- Wie groß ist die Metastase und ist sie mit anderen Strukturen (z. B. Brustwand, Gefäße) verbunden?
- Gibt es in der Umgebung der Metastase weitere Metastasen?
- Welche Operationstechnik soll gewählt werden (Laterale oder transversale Thorakotomie, Video-assistierte Thorakoskopie)?
- Welches Resektionsverfahren soll gewählt werden (Keilresektion, Laserresektion, anatomische Resektion)?

Mit dem zu entwickelnden Visualisierungs- und Evaluierungskonzept sollen diese Fragestellungen beantwortet werden können bzw. Hilfestellungen für diagnostische und chirurgische Maßnahmen gegeben werden.

4.1.1 Der aktuelle Stand

Das Fraunhofer-Institut für Bildgestützte Medizin MEVIS (FME) steht im engen Kontakt mit Kliniken, um die Ärzte in ihrer Tätigkeit mit Hilfe von medizinischen Visualisierungen zu unterstützen. Der dabei entstehende Kommunikationsfluss soll in der Abbildung 4.1a skizziert werden. Abbildung 4.1b zeigt dagegen das Konzept, welches mit dieser Arbeit angestrebt wird, um den Kommunikationsablauf, die Planung einer Operation und die Evaluierung des CAD-Systems zu verbessern.

Dem Institut werden CT-Datensätze von einer Klinik zur weiteren Verarbeitung zugespielt. Diese CT-Daten werden einem CAD-System zugeführt, welches den Volumendatensatz automatisch nach potentiell pathologischen Strukturen absucht und die Findings in einer 2D- sowie 3D-Darstellung präsentiert. Abbildung 4.2 zeigt die Visualisierung einer Läsion mit Hilfe des bei FME genutzten CAD-Systems *Visia*TM. Die 2D-Darstellung beschränkt sich dabei auf die vergrößerte Ansicht einer CT-Schicht, in der sich die Läsion befindet. Die 3D-Darstellung zeigt ein Volume-Rendering der gesamten Lunge, welches interaktiv rotiert werden kann. Diese Bilddaten werden entweder per E-Mail an den behandelnden Arzt zurückgesendet oder auf einem FTP-Server zur Verfügung gestellt. In der E-Mail werden weitere Läsionsspezifische Details (z. B. Dichtewerte oder Loka-

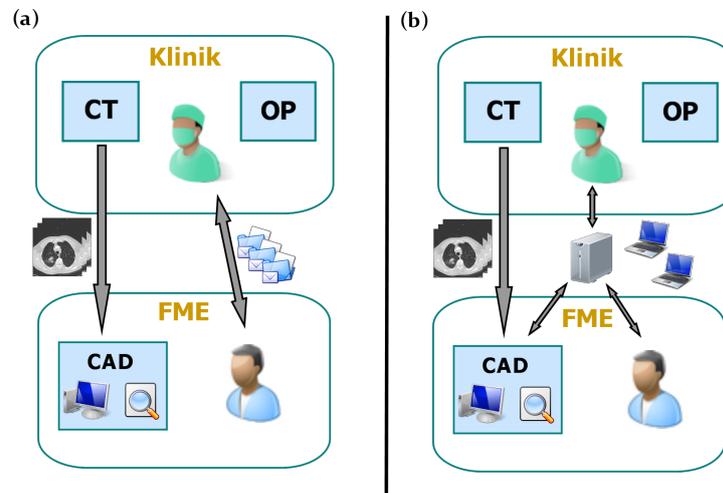


Abbildung 4.1: Planung einer Lungenläsionen-Operation: Kommunikationsschema Klinik – FME. (a) Derzeitiges Vorgehen: CT-Thoraxdatensätze werden dem FME zugespielt und mit Hilfe des CAD-Systems nach bösartigen Strukturen durchsucht. Der Mitarbeiter bei FME fertigt manuell einige Visualisierungen an, die per E-Mail mit entsprechenden Läsionsbeschreibenden Fakten an die Klinik zurückgesendet werden. (b) Angestrebtes Konzept: Statt manueller Visualisierungen werden automatisch mehrere Visualisierungen aus unterschiedlichen Perspektiven angefertigt und zentral auf einem Web-Server gespeichert. Die Bilder und die quantitativen Daten können jederzeit abgerufen und vom behandelnden Arzt charakterisiert werden. Die Charakterisierungen der Findings werden in einem einheitlichen Format abgespeichert und können genutzt werden, um den CAD-Prozess weiter zu verbessern.

lisation) festgehalten. Weiterhin wird dem Arzt mitgeteilt, dass evtl. weitere Markierungen gesetzt wurden, wo Lungenrundherde vermutet werden. Diese Läsionen wurden vom CAD-System nicht gefunden und wurden manuell von einem erfahrenem FME-Mitarbeiter auf Basis der rein visuellen Analyse der Daten gesetzt.

4.1.2 Anforderungen und Zielstellung

Der in Abbildung 4.1a dargestellte Ablauf bringt einige Probleme mit sich. Die vom CAD-System produzierten 3D-Darstellungen zeigen ein globales Volumenrendering der Lunge mit allen darin detektierten Läsionen. Es ist lediglich eine Ansicht auf die 3D-Szene verfügbar, die zudem manuell so justiert werden muss, dass die Läsion sichtbar erscheint. Gefäße oder benachbarte Strukturen erschweren die Sichtbarkeit auf ein Finding, wenn sie es teilweise oder vollständig überlagern. Die manuelle Anpassung der 3D-Szene ist bei einer großen Anzahl von Findings zeitaufwändig und ermüdend. Daraus resultiert, dass das zu entwickelnde Visualisierungsverfahren eine automatische Sichtpunktberechnung beinhalten sollte, die die Läsion aus einer Perspektive zeigt, die gleichzeitig schnell und intuitiv verstanden werden kann und die Läsion möglichst vollständig und mit weiteren Kontextinformationen darstellt. Es soll aber auch die Möglichkeit bieten, manuell Segmentierungs- und Sichtpunktparameter zu justieren.

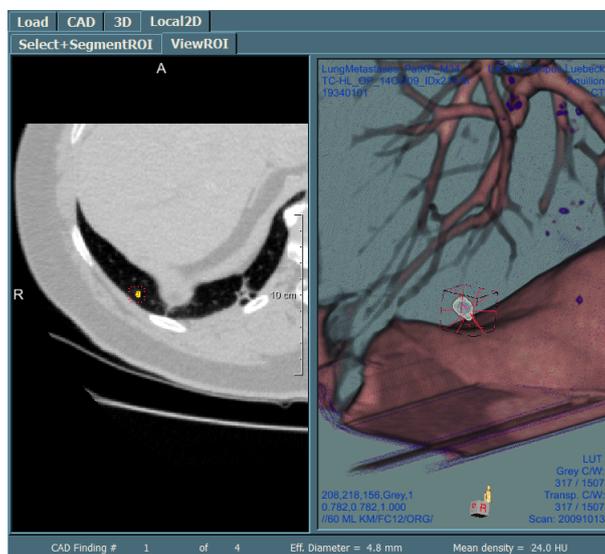


Abbildung 4.2: CAD-Output eines Findings in 2D- und 3D-Darstellung. Die vom CAD-Tool vermutete Läsion liegt in der rechten Lunge und wird links in einer vergrößerten axialen CT-Schicht dargestellt. Die Abbildung rechts zeigt eine 3D-Übersichtsdarstellung eines Volume Renderings der gesamten Lunge mit der Läsion im Fokus. Quelle: CAD-System *Visia*TM

Weiterhin birgt die Übertragung der vom CAD generierten und evtl. angepassten Bilddaten per E-Mail die Gefahr, dass die Informationen nicht rechtzeitig am Zielort eintreffen. Wünschenswert ist ein zentraler Web-Server, auf dem die Bilder der Läsionen und weitere beschreibende Fakten abgelegt werden können. Diese Daten können jederzeit und ortsunabhängig abgerufen werden.

Ein weiteres Problem besteht in der Beschreibung der vom CAD detektierten und evtl. weiterer manuell hinzugefügter Markierungen von Lungenläsionen. Die von dem Arzt durchgeführte Charakterisierung eines Findings (Form und Größe) und die von ihm bewertete Segmentierungsqualität sollen in einem einheitlichen Format abgespeichert werden, sodass mehrere Läsionen miteinander verglichen werden können. Dieser Rückkopplungsprozess soll dazu dienen, die Qualität des CAD-Tools zu verbessern. Beispielsweise ist es möglich, dass das CAD-System ein falsch positives Resultat erzeugt hat. Das Finding wird von dem Arzt charakterisiert und als nicht relevant eingeschätzt. Diese Informationen können im weiteren Verlauf genutzt werden, um die Detektions- und Segmentierungsqualität des CAD-Programms zu verbessern, indem bestimmte Parameter angepasst werden, die dazu geführt haben, dass ein falsch-positives Resultat erzeugt wurde.

Mit dem zu entwickelnden Konzept sollen zwei große Ziele verfolgt werden. Das erste Bestreben ist es, die Thorax-CT-Daten der Lungenläsionen mit einem geeigneten Visualisierungsverfahren in 2D und 3D aufzubereiten und mit Hilfe von Screenshots in Bildform abzuspeichern. Die resultierenden Bilder sollen auf einem Server gespeichert und über ein Web Frontend bereitgestellt werden. So können sie auch von weit entfernten

ten Radiologen und Chirurgen abgerufen werden. Das Ziel dabei ist es, die Planung von Lungenmetastasen-Operationen mit diesen Visualisierungen zu unterstützen.

Das zweite Ziel, welches mit dieser Arbeit verfolgt wird, ist ein „Feedback-System“, mit dem die online abzurufenden Bilder der Läsionen beurteilt werden sollen. Dem Benutzer werden dafür verschiedene User-Interface-Elemente (Buttons, Textfelder) zur Verfügung gestellt, mit denen die Läsionen charakterisiert werden können. Die vom Benutzer eingegebenen Beschreibungen sollen in einem einheitlichen Format gespeichert werden, sodass sie zu gegebenem Zeitpunkt wieder abgerufen werden können. Dieses Feedback soll genutzt werden, um Entscheidungen über die Morphologie der Läsionen zu treffen und die Qualität der Segmentierungen einzuschätzen. Diese Beschreibungen sollen auch in das CAD-System einfließen, sodass die Detektion und die Segmentierung von Lungenläsionen weiter verbessert werden kann.

4.2 Visualisierungskonzept

Im Folgenden wird erläutert, wie das Visualisierungskonzept aufgebaut ist und welche einzelnen Schritte dafür notwendig sind. Das Konzept gliedert sich in vier Abschnitte:

1. Einlesen der Daten
2. Verarbeitung der Daten
3. Visualisierung der Daten
4. Ausgabe der Daten

Abbildung 4.3 veranschaulicht das gesamte Konzept des Visualisierungsverfahrens, dessen einzelne Schritte im Folgenden beschrieben werden.

4.2.1 Einlesen der Daten

Das Konzept ist so aufgebaut, dass Daten unterschiedlichen Typs eingelesen werden können. In den meisten Fällen werden CT-Datensätze der Lunge und dazugehörige Marker-Listen eingelesen, die die Position von Läsionen in der Lunge beinhalten. Mit Hilfe dieser Markerlisten, die als XML-Dateien vorliegen, ist es möglich, bestimmte Läsionen auszuwählen, um sie anzuzeigen oder weiter zu verarbeiten. Diese XML-Markerlisten beinhalten die Position einer Läsion in Weltkoordinaten und die Größe der Bounding Box als Vektoren. In den XML-Dateien können außerdem weitere Informationen hinterlegt sein: Beispielsweise sind Angaben zu dem Volumen und Durchmesser einer Läsion möglich. Im Falle einer Segmentierungsnachkorrektur können auch Kommentare

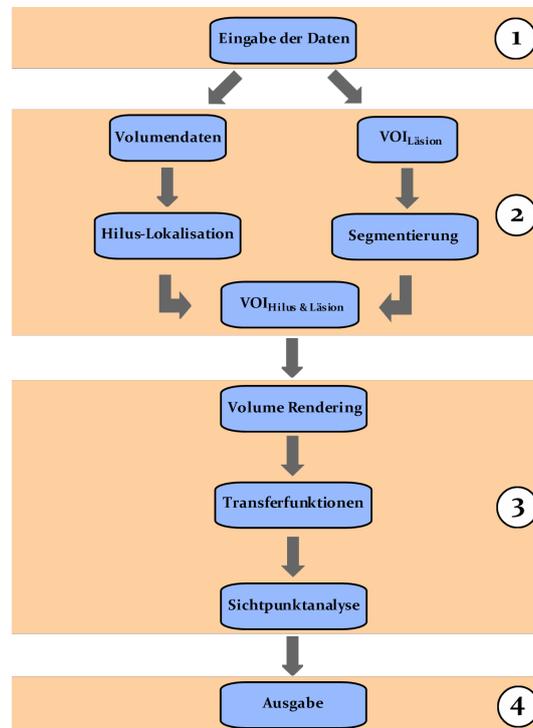


Abbildung 4.3: Schematische Darstellung des Visualisierungskonzeptes. Das Schema zeigt das Konzept vom Einlesen der Daten (1), der Weiterverarbeitung der Daten (2), der Visualisierung und Sichtpunktberechnung (3) bis zur Ausgabe der Daten (4).

und Änderungen an der Segmentierung festgehalten werden. Diese Informationen sollen eingelesen und weiterverarbeitet werden.

4.2.2 Verarbeitung der Daten

Resultat des Einlesevorgangs sind die CT-Volumendaten und das *Volume of interest* einer ausgewählten Läsion, das im Folgenden mit VOI_L bezeichnet wird. Die CT-Volumendaten stellen dabei den gesamten geladenen CT-Datensatz in Schichten dar, während das VOI_L nur ein würfel- oder quaderförmiger Ausschnitt dieses Gesamtvolumens ist. Dieser beinhaltet vollständig die Läsion und ggf. umgebende Strukturen, wie beispielsweise angrenzende Blutgefäße oder Nachbarläsionen.

Es wird unterschieden zwischen schon segmentierten und nicht segmentierten Bilddaten. Die Daten ohne Segmentierung stammen beispielsweise aus einem CAD-Tool und enthalten lediglich die CT-Volumendaten und die Markerlisten, die die Positionen der Findings anzeigen. Diese Markierungen müssen auswählbar und anzuzeigen sein. Erst im zweiten Schritt wird die Segmentierung innerhalb des ausgewählten VOI_L gestartet und die Visualisierung eingeleitet. Es ist jedoch auch möglich, dass Bilddaten eingelesen werden, die schon eine Segmentierung beinhalten. In diesem Fall kann der Segmentie-

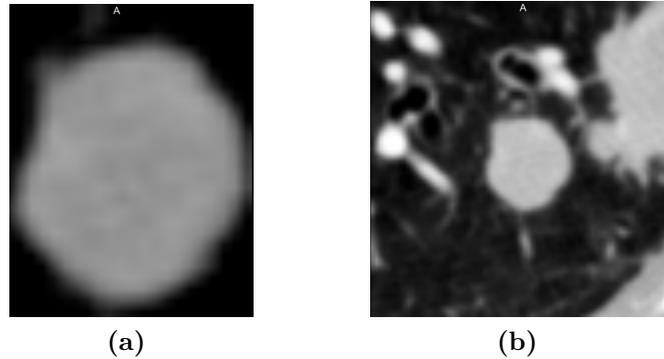


Abbildung 4.4: (a) Darstellung einer axialen Schicht des VOI_L eines Rundherdes, detektiert mit Hilfe des CAD-Tools. Das VOI_L ist exakt so groß, wie die Läsion, wodurch wichtige Bildinformationen in der Umgebung verloren gehen. (b) Vergrößertes VOI_L derselben Läsion wie in (a). Weitere Kontextinformationen können in die nachfolgenden bildverarbeitenden Schritte einbezogen werden. In dem vergrößerten Querschnitt sind die Läsion selbst, die Bronchien (sehr dunkel), Blutgefäße (hell) und ein Teil einer benachbarten Läsion, sowie ein Teil des Brustwandbereiches zu sehen.

rungsschritt übersprungen werden und die als Segmentierungsmaske vorliegenden Daten weiterverarbeitet werden.

Falls Daten aus dem von FME verwendeten CAD-Tool geladen wurden, ist es notwendig, das initiale VOI_L zu vergrößern. Abbildung 4.4a und 4.4b zeigen den Unterschied zwischen dem originalen und dem vergrößerten VOI_L . Die originale Region ist exakt so groß, wie die Läsion selbst, wodurch die Bildinformationen in der Umgebung des Rundherdes verloren gehen. Umgebende Gefäße, weitere Läsionen und andere Strukturen sind nicht sichtbar. Im Visualisierungsprozess sind jedoch auch Kontextinformationen der Läsion wichtig. Sie ermöglichen es, Aussagen zu Nachbarschaftsbeziehungen zu Gefäßen und Strukturen zu machen und tragen damit zu einer Steigerung der Befundungsqualität bei. Aus diesem Grund wird das VOI_L gleichmäßig in axialer, sagittaler und coronaler Richtung um 4 cm vergrößert (siehe Abb. 4.4b).

Bei Lungen-CTs werden meist harte Rekonstruktionsfilter eingesetzt, die neben einer Kontrastanhebung von kleinen Gefäßen auch zu einer Vergrößerung des Bildrauschens führen (siehe Kap. 2.1.1). Nach dem Laden eines Datensatzes wird daher die Stärke des Rauschens berechnet.¹ Übersteigt der berechnete Wert die Schwelle von 30 %, wird das Volumen mit einem 3x3-Glättungsfilter vorverarbeitet.

4.2.2.1 Lokalisation des Hilus

Die in Kapitel 4.1 dargestellten Anforderungen der Chirurgie für eine Operationsplanung sind sehr vielseitig und sollen mit dem Visualisierungssystem unterstützt werden. Vor

¹Für die Berechnung der Stärke des Rauschens wird das Modul `CTDataClassification` genutzt.

allein die Informationen über Anzahl, Lokalisation und Größe der Läsionen sind für die Operationsplanung wertvoll. Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, ist es sinnvoll, neben der Läsion weitere anatomische Kontextinformationen in die Visualisierung einzubetten, damit die Orientierung in der dreidimensionalen Szene erleichtert wird. Im Kontext der Thoraxchirurgie eignet sich der Lungenhilus als anatomischer Orientierungspunkt, da an dieser Stelle die großen Leitstrukturen (Lungenarterien und -venen, Hauptbronchien) in die rechte und linke Lunge ein- und austreten. Von dort aus verzweigt sich das Gefäßsystem in die einzelnen Lungenlappen. Für die 3D-Visualisierung ist es demzufolge wichtig, nicht nur die Läsion selbst vollständig darzustellen, sondern auch die in der Umgebung liegenden und im Hilus entspringenden Gefäße. Der Chirurg bekommt dadurch einen besseren Eindruck über die Lagebeziehung des Rundherdes zu Bronchien und Gefäßen.

Die Anforderung an das Visualisierungskonzept besteht darin, den Lungenhilus in dem CT-Volumendatensatz möglichst schnell zu detektieren und in die 3D-Szene einzubetten. Aufgrund der patientenindividuellen Anatomie ist eine feste Positionierung der Hilusregion nicht möglich. Daher wird in der Vorverarbeitungsphase ein dreidimensionales Histogramm des Parenchymvolumens berechnet, mit dessen Hilfe der Lungenhilus lokalisiert werden kann. Für die Berechnung der Histogramme wird zuvor der gesamte Volumendatensatz in z-Richtung mit Hilfe einer *Nearest-Neighbor-Skalierung* herunterskaliert. Dadurch wird eine wesentliche Effizienzsteigerung erreicht, da für die Hiluslokalisation kein hochaufgelöster Datensatz benötigt wird. Als Grauwertbereich wird $[-950, -300]$ HU gewählt, um zu gewährleisten, dass alle Parenchymvoxel eingeschlossen werden. Abbildung 4.5 zeigt die drei dabei entstehenden Histogramme in x-, y- und z-Richtung. Auf Basis der berechneten Histogramme wird die Voxelposition des Hilus approximiert, wobei eine 100 %-ige Genauigkeit nicht erforderlich ist. Der Hilus ist kein konkreter „Punkt“ in der Lunge, sondern vielmehr eine dreidimensionale Region, die über mehrere Schichten verläuft. Für das Visualisierungsverfahren ist eine schnelle Approximation dieser Region wünschenswert.

Für die Berechnung der Hilusposition muss unterschieden werden, ob sich die darzustellende Läsion in der rechten oder linken Lunge befindet. Liegt sie im rechten Lungenflügel, sollte die berechnete Hilusposition ebenfalls rechts vom Mediastinum liegen und im Falle des linken Lungenflügels respektive links vom Mediastinum. Würde diese Unterscheidung nicht gemacht werden, könnte es sein, dass Strukturen des gegenüberliegenden Lungenflügels in die Visualisierung mit eingebracht werden, die jedoch für diesen Anwendungszweck uninteressant sind. In dem x-Histogramm sind bei Lungen-CT-Daten typischerweise zwei deutliche Peaks erkennbar, die die Verteilung der Lungendichtevoxel der beiden Lungen repräsentieren. Ein Peak zeigt demzufolge an, dass sich an dieser x-Position entlang aller Schichten in z-Richtung die meisten Voxel des angegebenen Grauwertintervalls befinden. Zwischen den beiden Peaks befindet sich ein lokales Minimum, das für die Mediastinum-Region steht. Die Annahme ist, dass der Hilus bei ca. einem Drittel der Strecke zwischen lokalem Minimum und dem Peak der jeweiligen Seite liegt. Diese Position wird dem x-Histogramm entnommen und als x-Position des Hilus

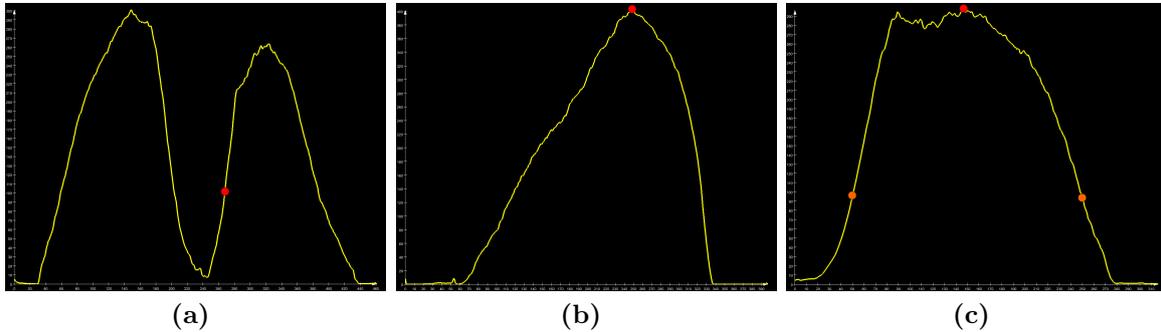


Abbildung 4.5: Histogramme der Lungenparenchymvoxel in x-, y-, und z-Richtung und der Hilusmarkierungen. Ausgangspunkt: Läsion in der linken Lunge lokalisiert. **(a)** X-Histogramm mit zwei Peaks, die die Verteilung der Parenchymvoxel der linken und rechten Lunge entlang der x-Richtung anzeigen. Der rote Punkt markiert die berechnete x-Position des Hilus an der Stelle $x = 264$. **(b)** Y-Histogramm mit einem Peak in der Mitte, der gleichzeitig die y-Position des Hilus darstellt ($y = 248$). **(c)** Z-Histogramm mit den beiden Markierungen (orange), die ein Drittel des Peaks anzeigen. Das arithmetische Mittel aus diesen beiden Punkten stellt die z-Position des Hilus dar (roter Punkt, $z = 148$).

definiert (siehe Abb. 4.5a).

Für die y-Position kann zur Vereinfachung angenommen werden, dass der Hilus sich ungefähr dort befindet, wo in y-Richtung die meisten Lungendichtevoxel liegen. Demzufolge wird als y-Position der Peak des y-Histogramms genutzt (siehe Abb. 4.5b).

Für die z-Position werden zuerst zwei Werte extrahiert, für die entlang der Histogrammlinie zum ersten Mal ein Drittel des Peaks überschritten werden. Das arithmetische Mittel dieser beiden Werte ergibt die z-Position des Hilus (siehe Abb. 4.5c).

Mit Hilfe dieser Lokalisationsberechnungen ist es nun möglich, den Hilus in dem Datenvolumen zu markieren und die Region später in die 3D-Visualisierung zu integrieren. Abbildung 4.6 zeigt die erfolgreiche Lokalisation des Lungenhilus in einer axialen CT-Schicht. Die Region befindet sich – wie gewünscht – dort, wo die Bronchien und die großen blutführenden Gefäße in die Lunge eintreten.

4.2.2.2 Segmentierung der Läsion

Der Segmentierungsablauf ist in Abbildung 4.7 exemplarisch dargestellt. Ausgangssituation ist eine kugelartige Lungenmetastase, lokalisiert nahe der Brustwand. Das Ziel ist die vollständige Separation der Läsion vom Lungenparenchym und die Segmentierung der Brustwand. Dieser Bereich soll später transparent gestellt werden können, damit die Läsion auch durch die Brustwand hindurch sichtbar wird. Für diesen Prozess ist es notwendig, die Brustwand vollständig zu detektieren. In Abb. 4.7b ist das Ergebnis der Läsionssegmentierung mit dem Algorithmus von [MKBP08] zu sehen. Die Metastase wurde fehlerfrei segmentiert und eine Segmentierungsmaske erstellt. Im nächsten Schritt

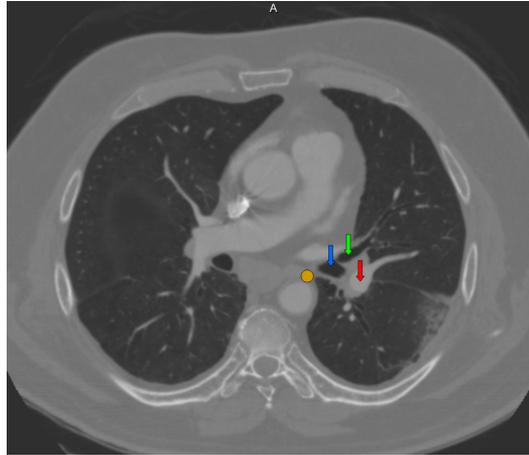


Abbildung 4.6: Markierte Hilusregion in axialer CT-Schicht. Die vom Algorithmus approximierte Position des Hilus wird durch einen Kreis dargestellt. In der Hilusregion tritt der linke Hauptbronchus in die linke Lunge ein und teilt sich in linken oberen (grüner Pfeil) und unteren (blauer Pfeil) Lappenbronchus. Die linke Lungenarterie (roter Pfeil) führt vom Lungenstamm in die linke Lunge.

(siehe Abb. 4.7c) wird die Grenzregion der Maske hervorgehoben: Die innere und äußere Konturgrenze wird dadurch sichtbar. Daraufhin wird die initiale Segmentierungsmaske von dem Ausgangsbild abgezogen, was zu einem verringerten Kontrast der Läsion zum umgebenden Parenchym führt (siehe Abb. 4.7d). Dadurch ist es möglich, mit Hilfe eines Schwellwertverfahrens den gesamten Bereich des Lungenparenchyms inklusive der segmentierten Läsion von der Brustwand zu separieren (siehe Abb. 4.7e). Im letzten Schritt wird das segmentierte VOI_L mit der Segmentierungsmaske zusammengeführt und unterschiedliche Labels genutzt, um die Strukturen voneinander zu unterscheiden. Das Lungenparenchym bekommt das Label 0, die innere und äußere Läsionskontur die Labels 1 und 2 und die Brustwand inklusive der Rippen das Label 3. Mit Hilfe des Labelings ist es möglich, in dem späteren Visualisierungsschritt (siehe Abb. 4.3) einzelne Strukturen transparent oder opak zu setzen und mit Farbwerten zu belegen.

4.2.2.3 Verbindung von Segmentierung und Hilusregion

Nach der Segmentierung der Läsion erfolgt die Zusammenführung des Volumenausschnitts der Läsion mit der approximierten Hilus-Region. So entsteht in der späteren 3D-Szene ein besserer räumlicher Eindruck von der Lage der Läsion, indem der Hilus als anatomischer Bezugspunkt in die Visualisierung integriert wird. Abbildung 4.8a zeigt das VOI_L der Metastase (blau) mit dem Lungenparenchym und der Brustwand. Die Läsion befindet sich peripher links in der Lunge. Der Hilus befindet sich nahe des Mediastinums und demzufolge rechts von der Läsion. Der Volumenausschnitt der Metastase wird mit dem Hilus-Punkt verbunden, sodass ein neuer, größerer und quaderförmiger Ausschnitt erstellt wird. Die y-Ausdehnung dieses Volumens entspricht dabei der des VOI_L , die x- und z-Größe entspricht der Entfernung zum Hilus (siehe Abb. 4.8b). Der Bereich

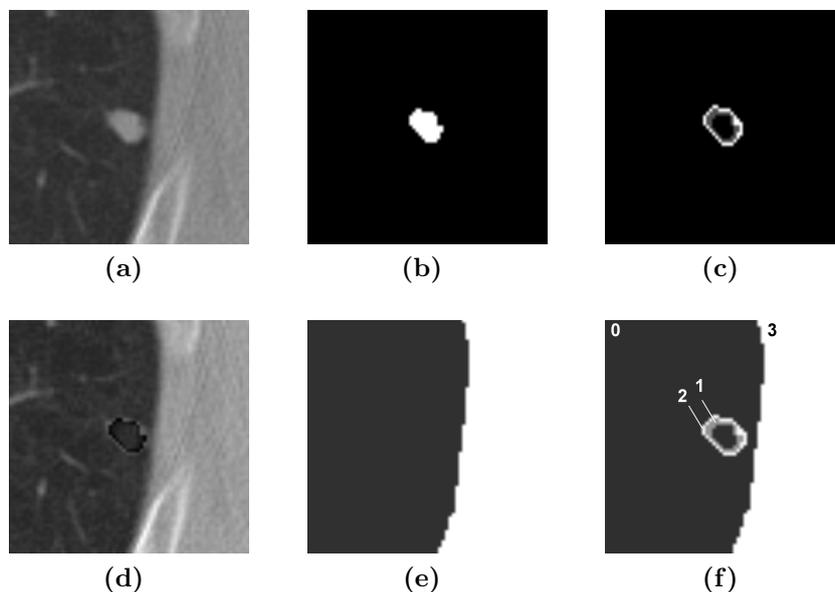


Abbildung 4.7: Schrittweise Illustration der Segmentierung von Zielregion und umgebenden Strukturen. (a) Axiale Schicht des VOI_L mit der Läsion im Zentrum, angrenzender Brustwand und Rippenansatz. (b) Segmentierungsmaske der Läsion. (c) Hervorhebung der Maskengrenzen (äußere und innere Kontur). (d) Ergebnisbild nach Subtraktion der Maske (b) vom Ausgangsbild (a). (e) Ergebnis nach Schwellwertsegmentierung für die Separation des Parenchyms von Brustwand und Rippen. (f) Vereinigung des segmentierten VOI_L (e) und der Segmentierungsmaske der Läsion (c). Die vier Strukturen werden unterschiedlich gelabelt: Lungenparenchym (0), innere Läsionsgrenze (1), äußere Läsionsgrenze (2) und Brustwandbereich (3).

zwischen Hilus und VOI_L wird mit einem weiteren Label belegt, sodass diese Region im späteren Visualisierungsprozess mit entsprechenden Farb- und Opazitätswerten versehen werden kann.

Während einer Metastasen-OP ertastet der Chirurg die Bronchien und kann sich dadurch besser orientieren. Daher ist es hilfreich für die Planung der Operation neben der Läsion, der Blutgefäße und der Brustwand, auch die Bronchien in die Visualisierung zu integrieren. Die als binäre Maske vorliegende Luftröhren- und Bronchiensegmentierung wird, wie in Abb. 4.8c zu sehen, in den Volumenausschnitt VOI_{HL} eingebettet.

4.2.3 Visualisierung der Daten

Im Folgenden soll der dritte Abschnitt des Visualisierungsschemas (siehe Abb. 4.3, Seite 31) beschrieben werden. Die in Kapitel 4.2.2 vorverarbeiteten Volumendaten müssen nun mit geeigneten Mitteln visualisiert werden. Die einfachste Form der Daten-Exploration ist die Darstellung der einzelnen 2D-Schichten. Der Vorteil dieser Methode ist, dass die Originaldaten präsentiert und dem Benutzer keine Informationen vorenthalten werden. Der Nachteil besteht darin, dass Lagebeziehungen und Größenverhältnisse in der zwei-

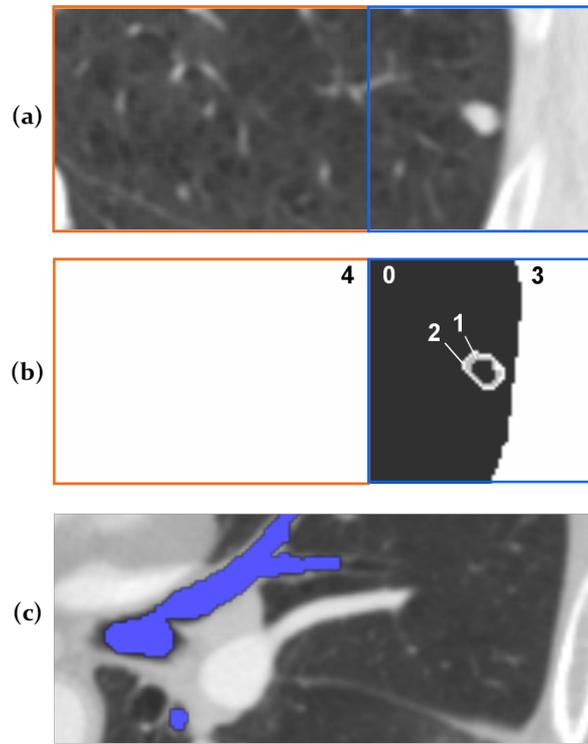


Abbildung 4.8: Verbindung der Hilus-Region mit dem VOI_L. (a) Ergebnis der Zusammenführung der beiden Regionen in einer axialen CT-Schicht. (b) Der Bereich zwischen Hilus und VOI_L bekommt das Label 4. (c) Darstellung einer in axialer Richtung weiter vorne liegenden CT-Schicht des neuen Volumenausschnitts. Die im Hilus eintretenden Gefäße sind links deutlich zu erkennen. Ein blaues Overlay kennzeichnet die Segmentierung der Bronchien.

dimensionalen Ansicht schwer zu erkennen sind. Eine dreidimensionale Darstellung der Daten erfüllt diese Aufgabe. Voraussetzung dafür ist jedoch eine optimale Positionierung der virtuellen Kamera, sodass die Zielstruktur möglichst vollständig dargestellt wird. Im Folgenden wird erläutert, mit welchen Mitteln die Daten sowohl zwei- als auch dreidimensional visualisiert werden, welche Hervorhebungstechniken dabei zum Einsatz kommen und welche Herausforderungen bei dem Finden der optimalen Kameraposition auftreten können.

4.2.3.1 2D-Schichtendarstellung

Wie in Kapitel 3.1 angesprochen, soll ein Teil des Visualisierungskonzept eine 2D-Schichtendarstellung der Volumendaten sein. Der Grund dafür ist, dass dieses Verfahren in der klinischen Routine Standard ist und die Präzision dieser Darstellung sehr groß ist, da die Originaldaten präsentiert werden.

Ausgangspunkt ist der meist würfelförmige Volumenausschnitt einer Läsion und deren Segmentierung. Das Ziel des Konzeptes ist es, Screenshots der Visualisierung anzuferti-

gen, um diese später einem Web Frontend zuzuführen. Das erfordert eine möglichst umfassende und detaillierte 2D-Darstellung des Volumenausschnitts, da diese später nicht interaktiv verändert werden kann. Aus diesem Grund wird das Volumen entlang der drei Körperachsen in Schichten dargestellt, die die Grauwerte und Segmentierung der Läsion enthalten. Das VOI_L wird vorher in der Größe angepasst, sodass es ca. 3x so groß ist, wie die Läsion selbst. Dieser experimentell ermittelte Faktor ermöglicht eine gute Beurteilungsqualität der Segmentierung, da nicht zu viele Umgebungsstrukturen einbezogen werden. Für die Frontal-, Sagittal und Transversalebene werden jeweils neun Schichten reserviert, die die Läsionssegmentierung vollständig enthalten. Das Ziel ist es, die mittlere Schicht des Volumens in dem 3x3-Würfel in der mittleren Position darzustellen und die restlichen Schichten auf die verbleibenden Positionen aufzuteilen. So entsteht ein guter Eindruck über den Verlauf der Segmentierung entlang einer Richtung und es wird möglich, die Segmentierungsqualität mit Hilfe von mehreren Ansichten einschätzen zu können. Die Abbildungen 4.9a und 4.9b zeigen dieses Verfahren anhand von zwei unmittelbar benachbarten Läsionen. In Abb. 4.9a ist ein Auslaufen der Segmentierung in der axialen und sagittalen Orientierung deutlich zu erkennen. Fälschlicherweise wurden dabei Voxel eines benachbarten Gefäßes (orangefarbener Pfeil) und einer benachbarten, großen Läsion (roter Pfeil) zur Segmentierung der Läsion hinzugezählt.

Zusätzlich zu der Aufteilung des Volumens in einzelne Querschnitte kommen verschiedene Hervorhebungstechniken, die in Kapitel 3.2 angesprochen wurden, zum Einsatz. Durch die Beschriftung der 3x3-Würfel mit der jeweiligen Bezeichnung (z. B. axial xy) und einer farbigen Rahmendarstellung (blau, rot, grün) wird dem Benutzer die Unterscheidung der Orientierung erleichtert. Die Läsionssegmentierung wird als gelbe 2D-Kontur angezeigt, die entlang des ersten Hintergrundvoxels der Läsion verläuft. Die Darstellung als Kontur hat den Vorteil, dass die Intensitätswerte und Grauwertunterschiede innerhalb der Läsion erkennbar sind. Zusätzlich wird eine 2D-Übersichtsdarstellung integriert, wodurch schnell die Lage der Läsion in der Lunge deutlich wird. Dazu wird ein axialer Ausschnitt des Lungenvolumens mit der vollständigen Segmentierungsmaske im Mittelpunkt erzeugt. Die roten Kästchen und die orangefarbene Box zeigen die ROIs der betreffenden Bereiche an, wobei die ROI_{HL} , die den Bereich zwischen Hilus und Läsion anzeigt, für die 2D-Visualisierung der Segmentierung nicht unbedingt erforderlich ist. Für den Vergleich mit der 3D-Darstellung ist diese ROI jedoch unerlässlich. Für die Darstellung in dem Web Interface hat diese Strategie mehrere Vorteile, die in dem entsprechenden Kapitel weiter vertieft werden.

4.2.3.2 3D-Volumenvisualisierung und Transferfunktionen

Das in dieser Arbeit zu entwickelnde Visualisierungsverfahren erfordert mehrere unterschiedliche Transferfunktionen für die visuelle Unterscheidung der folgenden anatomischen Strukturen: die Läsion selbst, die Gefäße in der Umgebung der Läsion, die vom Hilus aus führenden Gefäße und der Bronchien sowie der Brustwand mit den Rippen. Beispielhaft soll die 3D-Visualisierung anhand einer im linken Lungenoberlappen liegenden

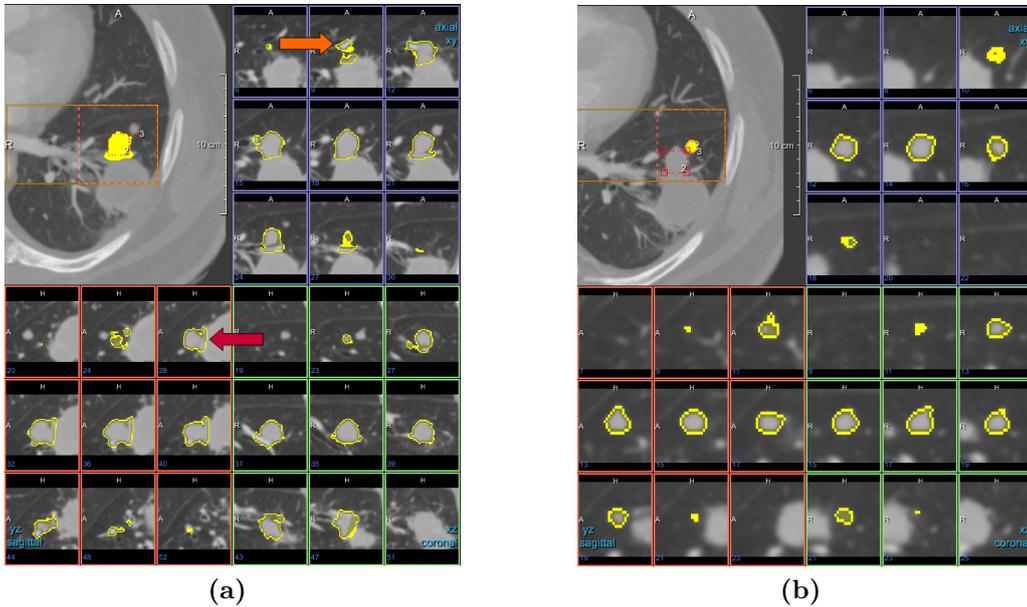


Abbildung 4.9: Vergleich der 2D-Visualisierung von zwei benachbarten Lungenläsionen für die Einschätzung der Segmentierungsqualität. **(a)** Eine Übersegmentierung ist deutlich zu erkennen (roter und orangefarbener Pfeil). **(b)** Die Läsion wurde vollständig und korrekt segmentiert und die Nachbarläsion ist sowohl in der 2D-Übersichtsdarstellung oben links, als auch in der Einzelschichtdarstellung erkennbar.

Läsion gezeigt werden. Abbildung 4.10a zeigt eine axiale CT-Schicht mit der segmentierten Läsion (gelb) und der Bronchiensegmentierung (blau) als Overlays. Abbildung 4.10b zeigt die TF, mit der die Intensitätswerte der Voxel innerhalb des Volumenausschnitts auf Farb- bzw. Transparenzwerte abgebildet werden. Dabei ist es wichtig, auf Sehgewohnheiten und typische Farbgebung zu achten. In medizinischen Visualisierungen ist die Farbe blau beispielsweise typisch für Bronchien. Rot dagegen sind meist blutführende Gefäße. Tumoren werden meist gelb dargestellt. Knochenartige Strukturen sind typischerweise grau-weiß und werden in diesem Visualisierungsverfahren zusätzlich semi-transparent gesetzt. Dadurch sind sie als Kontextinformation sichtbar und verdecken keine dahinter liegenden Strukturen. Die Brustwand und alle Blutgefäße innerhalb des VOI_L werden rot dargestellt, während die Blutgefäße, die vom Hilus zur Läsion verlaufen, bräunlich gefärbt sind. Das Lungenparenchym wird transparent gesetzt (Schachbrettmuster in Abbildung 4.10b). Das Ergebnis des mit dem GVR genderten Volumens ist in Abbildung 4.10c visualisiert. Die Läsion, sowie die im Hilus in die linke Lunge verlaufenden Gefäße sind in der 3D-Darstellung deutlich erkennbar. Die Kameraposition ist für diese 3D-Szene in einer sagittal rotierten Axial-Ansicht eingestellt. Die Orientierung im Raum wird durch die beiden Symbole unterhalb der Szene unterstützt. Das linke Symbol zeigt ein auf dem Rücken liegendes „Männchen“, betrachtet vom Fuß aus. Korrespondierend dazu befindet sich auf der rechten Seite ein Würfel, der die Sichtorientierung auf die Szene anzeigt. Diese Form der Orientierungsunterstützung hat sich bei medizinischen Visualisierungen bewährt und soll daher auch in diesem Konzept Anwendung finden.

Da für diese Visualisierung sogenannte *TagData* genutzt werden, ist es neben der gezielten Farbbelegung auch möglich, Beleuchtungen für die einzelnen Strukturen einzustellen. In dieser Darstellung wird die segmentierte Läsion beleuchtet, um sie hervorzuheben.

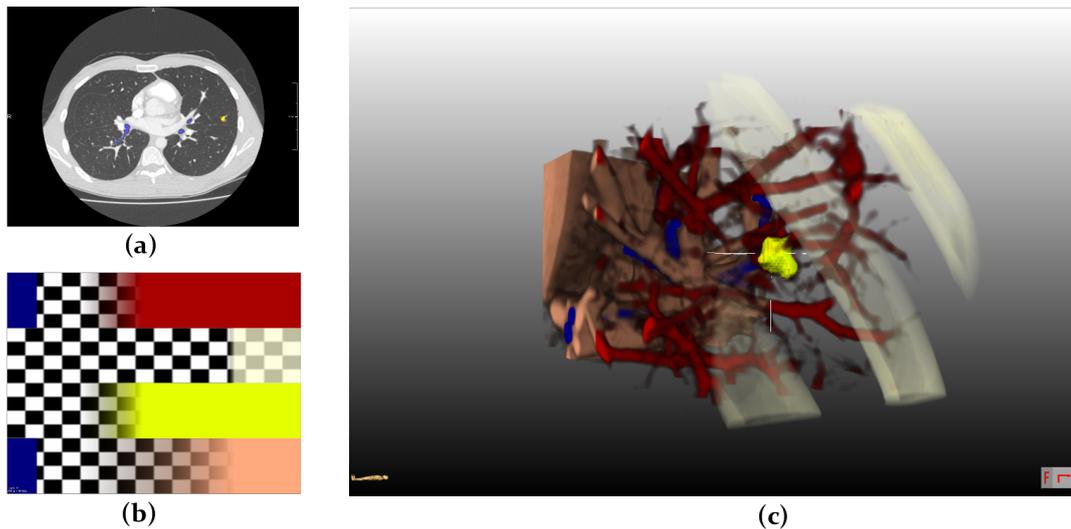


Abbildung 4.10: 3D-Visualisierung einer Lungenläsion mit Hilfe eines Volumenrenderings und einer Lookup-Tabelle. (a) Ausgangssituation: Segmentierte Läsion im linken Lungenoberlappen. (b) TF für die Abbildung der Intensitätswerte auf Farb- und Transparenzwerte: Bronchien: blau, Blutgefäße: rot, Läsionskontur: gelb, Rippen: hell-grau/semitransparent, Blutgefäße in der Hilusregion: hellbraun, Parenchym: transparent. (c) Ergebnis des 3D-Volumenrenderings in axialer Orientierung und sagittaler Rotation mit transparentem Brustwandbereich und halb-durchsichtigen Rippen.

4.2.3.3 3D-Sichtpunktanalyse

Lokale und regionale Hervorhebungstechniken allein reichen nicht aus, um die Lage und Morphologie der Läsion in der 3D-Darstellung beurteilen zu können. Um dies zu gewährleisten, muss die Zielstruktur in der komplexen 3D-Szene sichtbar sein, d. h., es müssen eine oder mehrere optimale Positionen der virtuellen Kamera gefunden werden (globales Hervorhebungsverfahren).

Anforderungen

Die Anforderung besteht darin, eine schnelle, möglichst in Echtzeit ablaufende 3D-Sichtpunktanalyse durchzuführen. Außerdem ist zu beachten, dass nicht automatisch die Kameraposition die beste ist, in der die Läsion am besten zu sehen ist. Vielmehr sollten Vorzugsblickwinkel und medizinische Standardblickrichtungen in die Analyse einbezogen werden, sodass keine unnatürlichen und stark rotierten 3D-Ansichten der Szene erzeugt werden. Eine vollständige Untersuchung des gesamten 3D-Raumes ist aufgrund

des hohen rechnerischen Aufwandes nicht geeignet. Stattdessen sollten diskrete Punkte im Raum abgetastet und die Sicht auf die Szene analysiert werden. Eine weitere Anforderung besteht darin, die nutzerseitige Manipulation der Kameraposition zu erlauben und im Falle von Verdeckungen der Zielstruktur die Visualisierung entsprechend anzupassen bzw. weitere Ansichten zu präsentieren.

Im Folgenden sollen zwei getestete Verfahren für die 3D-Kamerapositionierung und deren Stärken und Schwächen diskutiert werden.

Manuelle 3D-Sichtpunktanalyse: Die Sichtpunkttabelle

Eine Idee ist es, eine *Sichtpunkttabelle* aufzustellen, die mögliche Kamerapositionen für einen bestimmten Bereich in der Lunge enthält. Dafür wurde das Lungenvolumen gleichmäßig in x-Richtung in sechs Bereiche (jeweils drei für die linke/rechte Lunge), in y-Richtung ebenfalls in drei Bereiche und in z-Richtung in fünf Bereiche unterteilt. So werden in dem gesamten Volumendatensatz gleichgroße, würfelförmige Ausschnitte erstellt und für jeden dieser Ausschnitte feste Kamerapositionen hinterlegt. Diese Sichtpunkte wurden experimentell ermittelt und sollen für jede Läsion gelten, die in einer der Würfelausschnitte lokalisiert ist. Für die anatomische Orientierung sind die axiale und die frontale Sicht auf die Szene zu empfehlen. Gegebenenfalls kann eine sagittale Rotation dabei helfen, eine Läsion besser zu erkennen.

Die Annahme bei diesem Verfahren ist, dass eine Läsion, die in der rechten Lunge und nahe des Mediastinums liegt, in der 3D-Darstellung höchstwahrscheinlich nicht von links aus zu sehen ist, da mediastinale Strukturen die Sicht versperren. In diesem Fall ist eine sagittale Ansicht von rechts, eine axiale oder eine frontale Ansicht zu empfehlen. Ähnliches gilt für den Bereich nahe der Leber: Eine Frontalansicht auf die Läsion ist hier nicht zielführend, weil die Leber aus dieser Perspektive einen Großteil der Szene einnehmen würde. Da die Segmentierung und „Ausblendung“ weiterer Organstrukturen (z. B. Leber, Herz) für dieses Konzept nicht vorgesehen ist, müssen diese lokalen Spezialfälle mit einbezogen werden.²

Der Vorteil dieser Sichtpunkttabelle ist, dass sie sehr schnell eingelesen werden kann. Anhand des Saatpunktes der Läsionssegmentierung kann sehr schnell die globale Position im Lungenvolumen bestimmt werden und die für diesen würfelförmigen Ausschnitt gespeicherte Kameraposition in der Tabelle abgerufen werden. Der Vorteil liegt darin, dass es ein sehr schnelles und leicht interaktiv zu veränderndes System ist. Der Nachteil liegt in der sehr langwierigen empirischen Ermittlung der Sichtpunkte und der nicht immer gewährleisteten optimalen Sicht auf die Läsion. Da in der Tabelle lediglich die Lage einer Läsion berücksichtigt wird, sind Verdeckungseffekte durch große Gefäße oder Nachbarläsionen im gleichen Würfelausschnitt möglich. Abbildung 4.11a und 4.11b verdeutlichen die Schwachstelle der Sichtpunkttabelle. Die in (a) aus der Tabelle abgerufene

²Eine Segmentierung aller im Lungenvolumendatensatz vorhandenen Organstrukturen würde diesen Schritt überflüssig machen, da die verdeckenden Organe transparent gesetzt werden könnten.

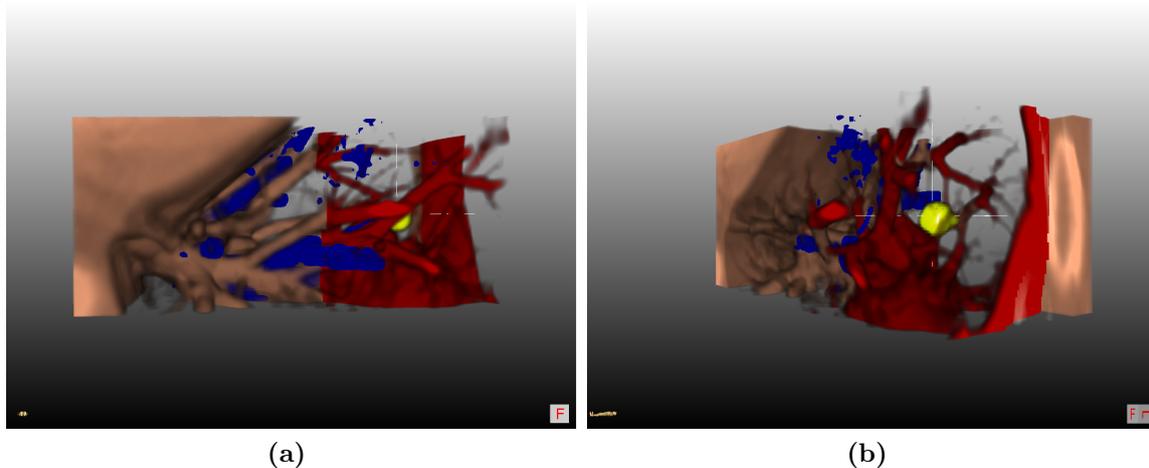


Abbildung 4.11: Vergleich von zwei 3D-Darstellungen einer Läsion: Schlechte und gute Kamerapositionierung. **(a)** Die aus einer Sichtpunktstabelle abgerufene Position der virtuellen Kamera ist hier ungeeignet, da ein großes Blutgefäß (rot) die Sicht auf die Zielstruktur (gelb) verhindert. **(b)** Die selbe Läsion in einer zu (a) optimierten, sagittal um 60° rotierten Ansicht: Die Zielstruktur ist deutlich zu erkennen und wird durch kein anderes Kontextobjekt verdeckt.

Position der virtuellen Kamera ist hier ungeeignet. Für andere in diesem Würfelausschnitt liegende Läsionen ist diese Position evtl. günstig. Die Läsion liegt nahe des Herzes und das VOI_L berührt die Brustwand. Demzufolge wurde für diesen Ausschnitt des Lungenvolumens die klassische axiale Sichtrichtung definiert, da sie im Normalfall die beste Sicht auf die Läsion gewährleisten sollte. In diesem Fall jedoch verdeckt ein großes Blutgefäß die Sicht auf die Läsion. Abbildung 4.11b zeigt dagegen die optimierte, sagittal rotierte Ansicht. In dieser Kameraposition ist die Lage und Form der Läsion deutlich besser zu erkennen.

Automatische 3D-Sichtpunktanalyse: Raycasting-Ansatz

Das Verdeckungsproblem der Sichtpunktstabelle soll mit Hilfe einer automatischen Sichtpunktanalyse beseitigt werden. So soll die Zielstruktur sichtbar gemacht werden, indem auch die Strukturen in der unmittelbaren Umgebung einbezogen werden und Verdeckungen verhindert werden. Die Sichtpunktberechnung ähnelt dem in der Computergrafik bekannten Raycasting-Verfahren. Dabei wird die dreidimensionale Szene vom Betrachterstandpunkt aus in regelmäßigen Abständen mit Sehstrahlen abgetastet. Der Farbwert des ersten vom Strahl „getroffenen“ Voxels wird in das Ergebnisbild geschrieben. Dadurch wird erreicht, dass unsichtbare (verdeckte) Voxel nicht in den Renderingprozess eingehen und somit Rechenaufwand gespart wird [WW92].

Ein ähnliches Verfahren wird bei der Sichtpunktanalyse des Visualisierungskonzeptes angewendet. Die Grundidee dabei ist, dass die Ansicht, in der viele Pixel des Zielobjektes zu sehen sind, einen potentiell hohen Informationsgehalt hat. Viele von der Zielstruktur zu

sehende Pixel deuten darauf hin, dass sie gut sichtbar und damit gut zu beurteilen ist. Ein ähnlicher Ansatz wurde schon in dem ZOOMILLUSTRATOR [PRS97] umgesetzt. Dabei wird aus einer diskreten Menge von analysierten Sichtrichtungen diejenige ausgewählt, in der das hervorzuhebende Objekt am besten sichtbar ist. Das Kriterium hierbei ist die Zahl der sichtbaren Eckpunkte. Dieser Ansatz führt zwar in vielen Fällen zu guten Ergebnissen, jedoch wird die Struktur in Folge der automatischen Rotation häufig aus einem ungewohnten Blickwinkel gezeigt. Dieser Ansatz soll in der vorliegenden Arbeit dahingehend erweitert werden, dass Vorzugsblickwinkel in die Analyse eingehen sollen und dadurch die Orientierung in der generierten 3D-Szene erleichtert wird.

Für die 3D-Sichtpunktanalyse werden 2 Modi bereitgestellt, die vom Benutzer ausgewählt werden können. In **Modus 1** findet die Analyse wie folgt statt: Die Szene wird in der Transversal- und Frontalebene in einem 180°-Halbkreis in 30°-Schritten abgetastet, d. h., die virtuelle Kamera wird an diesen Positionen im dreidimensionalen Raum platziert und auf die Szene gerichtet. Hinter der Kamera befinden sich dabei keine Szenenobjekte. Der Halbkreis garantiert, dass die Szene nur in einer entweder cranialen („zum Schädel hin“), dorsalen („zum Rücken hin“) oder medialen („zur Mitte hin“) und ggf. seitlich rotierten Richtung dargestellt wird. Eine Sicht in caudaler („zum Fuß hin“) oder ventraler („zum Bauch hin“) Richtung ist nicht zu empfehlen, da diese Ansichten für die Beurteilung von Lungenläsionen untypisch sind und die Orientierung im 3D-Raum dadurch erschwert wird. Mit diesem Ansatz werden in der Transversal- und der Frontalebene jeweils insgesamt sieben Ansichten generiert. Außerdem werden zwei weitere Kamerapositionen analysiert: Die Kamera wird so rotiert, dass die Szene in der Transversalebene um 30° und 60° um die x-Achse gedreht wird. Dadurch entsteht der Eindruck, „als würde man diagonal von unten auf den Patienten schauen“. Diese Sichtrichtung entspricht der eines Arztes, der am Fuße des Patientenbettes steht.

Es wird ein 30°-Winkel gewählt, da dieser im Gegensatz zu einem 45°-Winkel zwei weitere Ansichten generiert, die eine evtl. optimale Sicht auf die Läsion bereitstellen. In der aus einem bestimmten Winkel betrachteten 3D-Szene werden die sichtbaren, unverdeckten Pixel der Läsion gezählt. Dazu werden alle Farbkodierungen der Objekte in der Szene deaktiviert, mit Ausnahme der Farbe der Läsion. Dadurch sind nur noch die Pixel der Läsion selbst in der Szene zu sehen. An den Stellen, wo sie von anderen Strukturen verdeckt wird, ist ein „Loch“ in der Läsionskontur zu sehen. Diese Pixel werden demzufolge nicht mitgezählt. Abbildung 4.12 zeigt dieses Vorgehen am Beispiel der Läsion von Abbildung 4.11. Die sagittal rotierte Ansicht auf die Szene enthält deutlich mehr sichtbare Pixel der Läsion, da keine verdeckenden Strukturen die Sicht einschränken.

Es werden die drei Kamerapositionen ausgewählt, bei denen die meisten Pixel der Läsionskontur zu sehen sind. In Modus 1 wird dabei „Benutzerorientiert“ vorgegangen, d. h., die Orientierung und der Vergleich zwischen den drei Ansichten wird erleichtert, indem ähnliche Rotationen genutzt werden. Wird beispielsweise für die beste Kameraposition eine transversale Orientierung ausgewählt, so werden die beiden anderen Ansichten ebenfalls transversal ausgerichtet sein. Der Algorithmus sucht in diesem Fall in der Liste

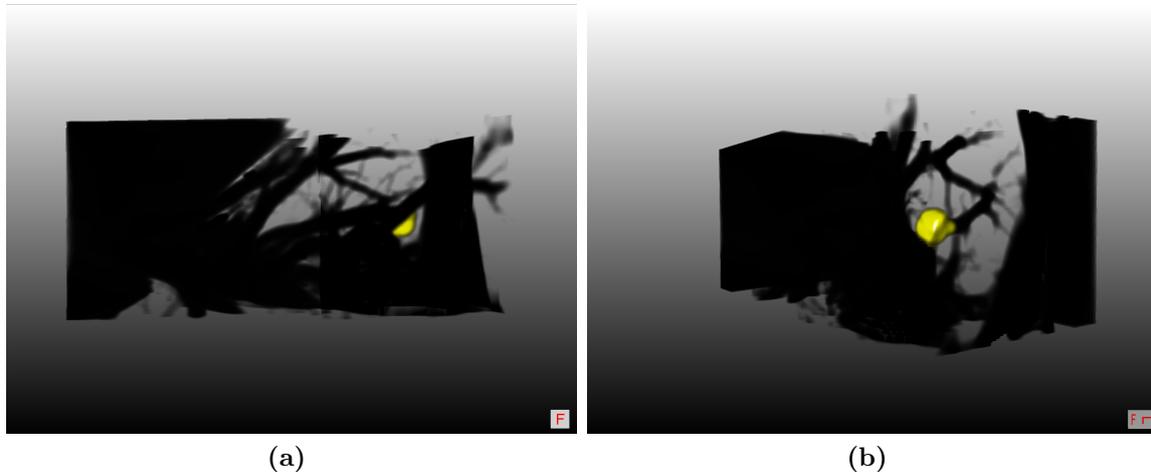


Abbildung 4.12: Automatische 3D-Sichtpunktanalyse aus unterschiedlichen Richtungen: Zählen der Pixel einer Läsion um die optimale Kameraposition zu ermitteln (Vergl. Abb. 4.11). **(a)** Sichtrichtung: Axial. Läsion wird von einem großen Gefäß verdeckt. Anzahl der gezählten Läsionspixel: 114. **(b)** Optimierte Sichtrichtung, um 60° sagittal rotiert. Läsion ist nahezu unverdeckt. Anzahl der gezählten Läsionspixel: 244.

nach den zweit- und drittmeisten gezählten Pixel in der transversalen Richtung – selbst wenn in frontaler Orientierung evtl. an einer Position mehr Pixel gefunden wurden. Dies hat zur Folge, dass der Benutzer sich nicht für jede 3D-Darstellung neu orientieren muss, da die Ansichten relativ ähnlich zueinander sind.

Modus 2 dagegen ist ein „Kameraorientierter“ Weg, d. h., im Gegensatz zum ersten Modus werden hier tatsächlich die absolut besten Kamerapositionen ausgewählt – ohne Berücksichtigung von Vorzugsblickwinkeln oder typischen 3D-Ansichten. In diesem Modus wird die 3D-Szene in einem vollen 360°-Kreis in frontaler und transversaler Richtung in 30°-Schritten abgetastet und die zu sehenden Pixel des Zielobjektes gezählt. Dieser Modus kann vom Benutzer ausgewählt werden, wenn es sich um eine Läsion handelt, die aus typischen medizinischen Standardblickrichtungen nicht gesehen werden kann. Grund hierfür kann eine schwierige Lage sein (z. B. nahe des Herzes, Leber, Milz), was bedeutet, dass große Strukturen in der Umgebung die Läsion verdecken könnten. In diesem Fall werden auch untypische Kameraorientierungen in Betracht gezogen, um eine Läsion in der Szene sichtbar zu machen. Im Regelfall jedoch sollte der erste Modus ausreichen, um eine Zielstruktur erkennen zu können.

4.2.3.4 Kombinierte 2D/3D-Visualisierung und weitere Hervorhebungstechniken

Um dem Benutzer eine schnelle Orientierung bieten zu können, wird die dreidimensionale mit der zweidimensionalen Visualisierung verknüpft. Die drei generierten Ansichten auf die 3D-Szene werden mit einer 2D-Übersichtsdarstellung verbunden, sodass schnell und

einfach Rückschlüsse auf die Lokalisation der Läsion in der Lunge gezogen werden können und die Orientierung in den 3D-Ansichten erleichtert wird.

Transparenzeffekte

In der Visualisierung wird eine weitere in [PR02] vorgestellte regionale Hervorhebungstechnik eingesetzt. Eine Hervorhebung des Zielobjektes kann erreicht werden, indem verdeckende Objekte so modifiziert werden, dass sie durchsichtig erscheinen und die Sicht auf die Zielstruktur gewährleistet wird. Dieses Verfahren ist in dem Konzept so umgesetzt, dass die segmentierte Brustwand vom Benutzer interaktiv transparent gesetzt werden kann, falls sie die Sicht versperrt. Vor allem pleuraständige Läsionen können so unter Umständen besser dargestellt werden, da diese Herde oftmals auch mit mehreren Kamerapositionierungen nicht optimal sichtbar gemacht werden können.

Neben dem Brustwandbereich kann auch das Parenchymgewebe einen erheblichen Einfluss auf die Sichtbarkeit der Zielstruktur haben. Das Lungenparenchym sollte möglichst transparent gesetzt werden, sodass eine gute Sicht auf die Läsion gewährleistet werden kann. Der Transparenzwert basiert auf dem Histogramm des für das Parenchymgewebe typischen Grauwertintervalls $[-950, -300]$ HU. Der Parameter kann vom Benutzer interaktiv verändert werden, indem ein prozentualer Schwellwert dieses Intervalls eingestellt werden kann. Alle Parenchymvoxel mit einer Intensität unter dem Threshold sind in der 3D-Visualisierung transparent, alle Werte darüber opak. Dieser Transparenzparameter hat v. a. bei kleinen Läsionen in der Umgebung von größeren Gefäßen einen Einfluss auf die Visualisierungsqualität. Wird der Parameter zu niedrig gesetzt, könnten Parenchymvoxel oder kleine Gefäße die Sicht auf die Läsion behindern. Wird der Wert zu hoch gesetzt, wird zwar sehr viel Parenchymgewebe, aber auch kleine Gefäße mit geringer Signalintensität ausgeblendet. Ein guter Erfahrungswert ist ein Schwellwert $s = 85\%$, mit dem 85% des Lungenparenchyms transparent gesetzt werden.

Detailansicht

Um die Beurteilungsqualität der 3D-Visualisierung weiter zu steigern, wird die in [PR02] empfohlene Detailansicht, d. h. ein separater Ausschnitt der Zielstruktur, genutzt. Der Grund dafür ist, dass in einer großen und komplexen dreidimensionalen Szene die Zielstruktur auch mit farbiger Hervorhebung und unterschiedlichen Kamerapositionierungen schlecht sichtbar sein kann. Daher wird zusätzlich zu der Rotation des VOI_{HL} auch das kleinere VOI_{L} aus denselben zuvor generierten Kamerarichtungen rotiert und angezeigt. Das VOI_{L} enthält lediglich die Zielstruktur und umgebende Strukturen, jedoch nicht die Hilusregion wie in VOI_{HL} . Die Detaildarstellung wird außerdem gezoomt dargestellt, sodass Details schneller wahrgenommen werden können. Zusammenfassend bringt die 3D-Detailansicht Vorteile für die Beurteilung der Morphologie der Läsion, während die 3D-Gesamtansicht der Lokalisation der Läsion in der Lunge dient.

Fadenkreuz

Neben der Detailansicht wird die Verwendung von metagraphischen Symbolen den lokalen Hervorhebungstechniken zugeordnet. In großen, komplexen 3D-Szenen ist es oft schwierig, auf den ersten Blick das Zielobjekt zu lokalisieren. Um dieses Problem zu lösen, soll in diesem Konzept ein Fadenkreuzes dabei helfen, schnell und einfach die Zielstruktur in der 3D-Visualisierung erkenntlich zu machen. Limitierender Faktor ist dabei die Anzahl der Zielobjekte und damit die Anzahl der Fadenkreuze. Da in diesem Konzept jedoch immer nur eine einzige Struktur im Fokus stehen soll, ist der Einsatz eines Fadenkreuzes zu empfehlen. Wichtige Parameter bei der Darstellung eines Fadenkreuzes sind die Größe und Farbe der Linien des Symbols [PR02]. Idealerweise sollte sich die Farbe der Linien von der Farbe des Zielobjektes unterscheiden. Außerdem sollten die Linien des Kreuzes nicht zu kurz sein, sodass sie nicht innerhalb der Zielstruktur liegen und damit unsichtbar wären. Auf der anderen Seite sind zu lange Linien irritierend, da sie die restlichen Szenenobjekte überragen würden. Aus diesem Grund wird in diesem Konzept eine weiße Farbe zur Hervorhebung des Fadenkreuzes genutzt und eine angemessene Linienlänge berechnet. Die Länge ergibt sich aus dem dreifachen 3D-Durchmesser der Läsionssegmentierung. Außerdem wird ein Fadenkreuz nur dann aktiviert, wenn der Durchmesser der Läsion < 10 mm ist. Läsionen mit einem Durchmesser > 10 mm sollten im Normalfall ohne Fadenkreuz aufgrund der Größe in der 3D-Szene schnell zu lokalisieren sein. Das Fadenkreuz wird in der 3D-Detaildarstellung deaktiviert, da hier nur die Zielstruktur im Fokus steht und ein Fadenkreuz hier keinen Mehrwert bietet.

Abbildung 4.13 zeigt das Endergebnis der 3D-Visualisierung einer Lungenläsion. Es werden zwei 3D-Darstellungen präsentiert: Die Visualisierung des großen VOI_{HL} und des kleineren VOI_L .

4.2.4 Ausgabe der Daten

Im Folgenden soll der vierte und letzte Abschnitt des Visualisierungsschemas (siehe Abb. 4.3, Seite 31) beschrieben werden. Die in Kapitel 4.2.3 vorgestellten Visualisierungen werden in der graphischen Benutzerschnittstelle (GUI) ausgegeben und können ggf. interaktiv angepasst werden (Rotation der 3D-Szene, Grauwertfensterung, Transparenzeffekte u. a.). Um diese Darstellungen mit einem Web Frontend einlesen zu können, müssen sie in Form von Bildern verfügbar gemacht werden. Aus diesem Grund werden insgesamt drei Screenshots von definierten Bereichen des GUIs angefertigt. Diese Bereiche sind die 2D-Schichtendarstellung der Segmentierung inkl. der 2D-Übersichtsdarstellung (siehe Abb. 4.9a) und die große und kleine 3D-Darstellung der Läsion inkl. des 2D-Übersichtsbildes (siehe Abb. 4.13a und 4.13b). Die globale 2D-Übersichtsdarstellung wird jeweils in das Bild integriert, damit die Beurteilung der Segmentierungsqualität, Lage und Morphologie der Läsion erleichtert wird.

Neben der rein bildlichen Repräsentation der Visualisierung sollen auch quantitative Pa-

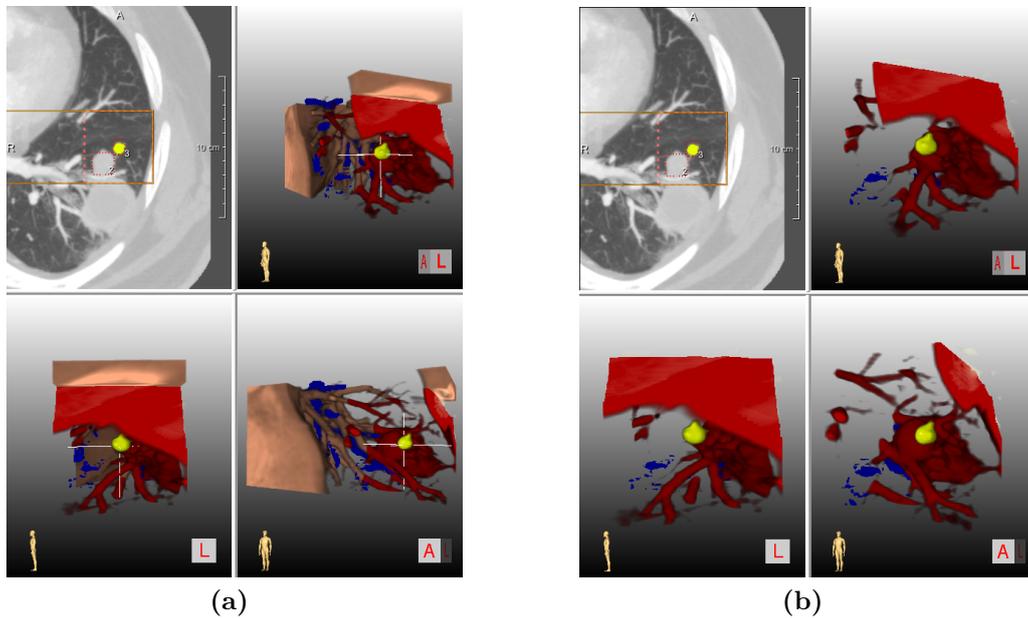


Abbildung 4.13: Endergebnis der 3D-Visualisierung einer Lungenläsion. (a) 3D-Darstellung des großen VOI_{HL} mit kombinierter 2D-Übersichtsdarstellung. Das Fadenkreuz kennzeichnet die Position der Läsion in der Szene. (b) Vergrößerte 3D-Darstellung des kleinen VOI_L mit kombinierter 2D-Übersichtsdarstellung.

parameter der Läsion und deren Segmentierung ausgegeben und weiterverarbeitet werden können. Zu diesen Parametern gehören beispielsweise Angaben zu dem Volumen und Durchmesser der Segmentierung. Diese und weitere beschreibende Informationen sollen unterstützend für die Beurteilung einer Läsion präsentiert werden. Die quantitativen Angaben werden im GUI ausgegeben – die Ausgabe in Form eines Bildschirmfotos ist in diesem Fall aber nicht zielführend, da die Informationen bei kleinen Skalierungen des Bildes schlecht lesbar werden. Stattdessen werden die Daten einer Läsion in Textform in einem einheitlichen Format (XML) extrahiert und können somit einfach weiterverarbeitet werden.

4.3 User-Interface-Konzept

Basierend auf den in Kapitel 3.3 vorgestellten Grundprinzipien für ein gutes User Interface Design wird im Folgenden eine Benutzeroberfläche für das Visualisierungskonzept entworfen und umgesetzt. Weiterhin soll beschrieben werden, wie das Web Frontend gestaltet und realisiert wurde, damit es den speziellen Anforderungen an ein benutzerorientiertes Web Interface gerecht wird.

4.3.1 Entwurf der Benutzeroberfläche

Die vielfältigen Funktionalitäten des Visualisierungskonzeptes erfordern eine ebenso umfangreiche, wie übersichtliche und intuitive grafische Benutzeroberfläche. Dem Benutzer soll es ermöglicht werden, schnell und einfach Daten einlesen zu können und diese zu verarbeiten. Die Segmentierung einer Läsion soll den Wünschen des Nutzers angepasst werden können und die Visualisierung soll interaktiv veränderbar sein.

Der Wunsch ist es, möglichst viele Interface-Elemente bereitzustellen, sodass Parameter der Visualisierung vom Benutzer verändert werden können. Gleichzeitig muss dabei – in Rücksichtnahme auf die Übersichtlichkeit – die Auswahl auf bestimmte, sinnvolle Elemente beschränkt werden. Des Weiteren sollen die typischen Handlungsrouninen des Benutzers berücksichtigt werden, sodass ein optimaler Arbeitsfluss gewährleistet werden kann.

Folgende Bestandteile sollen in die Benutzeroberfläche integriert werden:

- 2D- und 3D-Viewer für die Visualisierung
- Textfelder und Buttons zum Einlesen der Daten und Speichern der Screenshots
- Textbereich für die Ausgabe der quantitativen Daten einer Läsion / der Visualisierung
- Buttons für die Interaktion mit der Visualisierung / Einstellungen des Benutzers

Abbildung 4.14 zeigt einige Konzeptideen für die Gestaltung der Benutzeroberfläche. In Abb. 4.14a werden alle UI-Elemente in einer einzigen Oberfläche vereint. Sowohl die Viewer, als auch die Textfelder und Buttons für Einlese-, Speicher- und Interaktionsvorgänge werden dargestellt. Der Vorteil hierbei ist, dass dem Benutzer auf einen Blick alle Funktionen des Systems ersichtlich sind. Der Nachteil liegt darin, dass relativ wenig Platz für die Visualisierungen zur Verfügung steht und dagegen viel Platz für die UI-Elemente bereitgestellt werden muss. Abbildung 4.14b zeigt einen vergrößerten Bereich für die 3D-Darstellungen und einen kleineren Bereich für die restlichen Bedienelemente. Der Vorteil liegt hierbei darin, dass mehr/größere 3D-Visualisierungen präsentiert werden können. Nachteilig ist jedoch, dass für das Einlesen der Daten und die Ausgabe der quantitativen Daten nur sehr wenig Platz vorhanden ist. Der in Abb. 4.14c zu sehende Entwurf bietet das größte Potential: Aufgrund der Komplexität der Funktionen ist es ratsam, bestimmte Aktionen zu gruppieren. Das in Kapitel 3.3.2 angesprochene Tab-Menü eignet sich hierfür besonders gut. Die Aktionen für das Einlesen und Speichern der Daten können somit in einem separaten Tab untergebracht werden. Die 2D- und 3D-Visualisierungen können dadurch in dem zweiten Tab vergrößert dargestellt werden und es bleibt dennoch genug Platz für die Ausgabe der quantitativen Daten und der Buttons für die Interaktion übrig. Auch die in Kapitel 3.3.2 angesprochene „Berücksichtigung von Arbeitsabläufen“ wird mit diesem Konzept gefördert. Die beiden Prozesse „Einle-

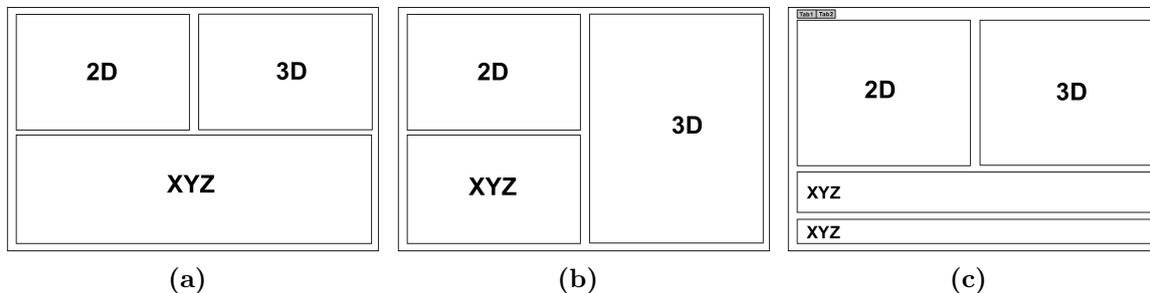


Abbildung 4.14: Ideen für den Entwurf der Benutzeroberfläche. (a) Darstellung der 2D- und 3D-Viewer, sowie der Buttons zum Einlesen/Speichern der Daten und die Ausgabe der quantitativen Daten in einem Fenster (XYZ). (b) Vergrößerter Raum für die 3D-Visualisierungen. (c) Tab-Menü für die Trennung zwischen Einlesen/Speichern der Daten (Tab 1) und Anzeige der Visualisierungen (Tab 2).

sen/Speichern der Daten“ und „Verarbeitung der Daten“ werden voneinander getrennt, wodurch der Arbeitsablauf des Nutzers unterstützt wird.

4.3.2 Realisierung der Benutzeroberfläche

Im Folgenden wird beschrieben, wie die Benutzeroberfläche unterteilt ist und welche Auswirkungen die in Kapitel 3.3.1 besprochenen Kriterien auf die Gestaltung des GUIs haben.

GUI - Tab 1: Laden und Speichern der Daten

Abbildung 4.15 zeigt die Unterteilung des GUIs in drei Bereiche. In dem ersten Bereich ist das Tab-Menü zu sehen, in dem der Tab „Load/Save“ aktiviert ist und damit die UI-Elemente zum Laden und Speichern der Daten angezeigt werden. Bereich 2 beinhaltet eine Radiobutton-Gruppe für das Einstellen des Datentyps. Hierbei wird Vorwissen bei dem Benutzer vorausgesetzt: Im Regelfall weiß der Nutzer, welche Daten er laden möchte, bzw. aus welcher Quelle die Daten stammen. Für die Auswahl wird eine Radiobutton-Gruppe genutzt, da nur aus zwei möglichen Optionen ausgewählt werden muss. Nach der Auswahl des Datentyps können in dem dritten Bereich mit den Buttons „File...“ und „Dir...“ die entsprechenden Daten geöffnet werden. Für die Speicherung der Screenshots steht ein weiteres Feld zur Verfügung. Dort kann der Ordner angegeben werden, in dem die Bilder gespeichert werden sollen. Zusätzlich zu der Auswahl eines Speicherordners wurde eine Datumsfunktion implementiert. Mit dem Button „Save in /Date“ ist es möglich, die Screenshots in einem Ordner abzulegen, dessen Name dem aktuellen Datum entspricht.

Durch die Unterteilung in drei Bereiche wird die Oberfläche strukturiert und dem Benutzer eine Standardreihenfolge vorgeschlagen. Die Bedienelemente sind sinnvoll beschriftet,

sodass dem Benutzer auf einen Blick deutlich wird, welche Aktion ausgelöst werden kann. Nicht-auswählbare Felder werden automatisch deaktiviert (Vgl. *Constraints*, [Nor88]), sodass falsche Benutzereingaben vermieden werden.

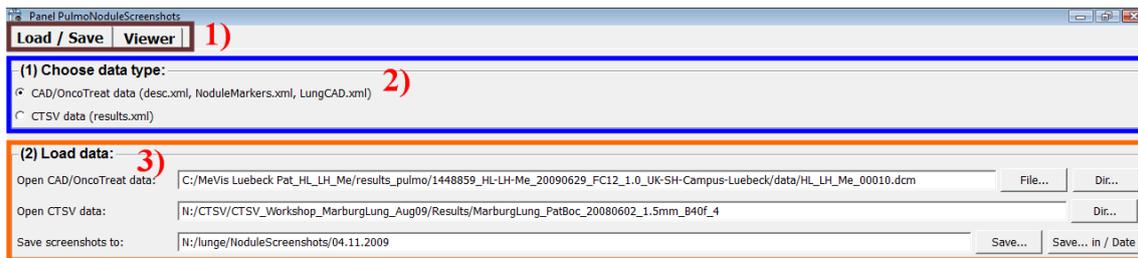


Abbildung 4.15: Darstellung der grafischen Benutzeroberfläche – Teil 1: Load/Save. **Bereich 1:** Der Tab „Load/Save“ ist ausgewählt. **Bereich 2:** Auswahl des Datentyps (CAD/OncoTreat oder CTSV). **Bereich 3:** Felder und Buttons zum Laden der Daten und Speichern der Screenshots.

GUI - Tab 2: Visualisierung der Daten

Das Ziel des GUIs ist es, dem Benutzer Visualisierungen zu zeigen. Daraus resultiert die Anforderung, dass diese Darstellungen möglichst groß präsentiert werden, sodass Details gut zu erkennen sind. Gleichzeitig sollen diverse Bedienelemente in die Oberfläche integriert werden, die eine Interaktion mit dem System ermöglichen. Aus diesem Grund ist das GUI in einen kleinen, zwei mittelgroße und einen großen Bereich eingeteilt. In Abbildung 4.16 ist die Benutzerschnittstelle mit aktiviertem, zweiten Tab „Viewer“ dargestellt. In dem ersten, kleinsten Bereich ist das Tab-Menü zu sehen. Der zweite, größte Bereich unterteilt sich horizontal in zwei Abschnitte: Links sind die Schichtendarstellung der Segmentierung und die Übersichtsdarstellung zu sehen. Rechts sind dieselbe Übersichtsdarstellung und die drei 3D-Darstellungen platziert. Die doppelt dargestellte Übersichtsdarstellung mag irritierend sein, hat aber einen bestimmten Hintergrund: Um im späteren Verlauf eine Läsion mit Hilfe der Screenshots beurteilen zu können, ist sowohl für die 2D-, als auch für die 3D-Visualisierung eine globale Darstellung hilfreich, um auf einen Blick die Lokalisation der Läsion einschätzen zu können. Da der Algorithmus automatisch zwei Screenshots von den beiden in Abb. 4.16 zu sehenden großen Boxen (blau, orange) anfertigt, ist es unerlässlich, die Übersichtsdarstellung zwei mal in das GUI zu integrieren.

Die dritte, unter den Visualisierungen platzierte, Box beinhaltet die quantitativen Daten eines geladenen Datensatzes und der Läsion (z. B. Segmentierungsgröße, Position der Läsion in der Lunge usw.). Da für diesen Bereich in der vertikalen Richtung nicht viel Platz vorhanden ist, müssen die Textdaten in horizontaler Richtung sinnvoll strukturiert und präsentiert werden. Durch die blau hervorgehobenen Wörter „Segmentation“ und „Histogram“ werden die Daten visuell gruppiert. Die einzelnen Daten einer Gruppe werden durch ein schwarzes, fett gedrucktes Label und einem kleinen Zwischenraum hervorgehoben und voneinander separiert, sodass auf einen Blick die entsprechenden

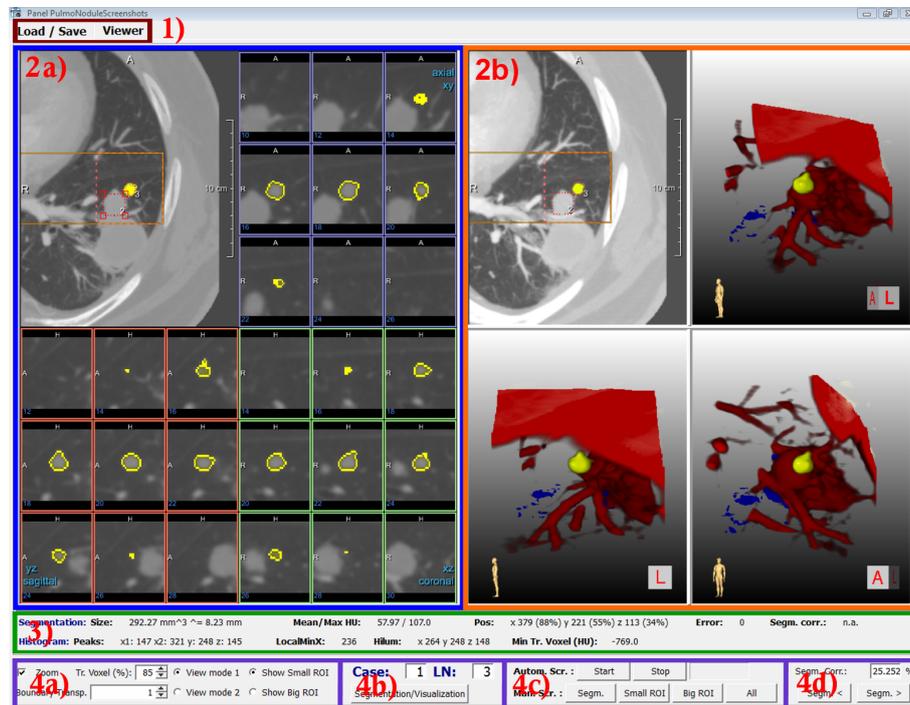


Abbildung 4.16: Darstellung der grafischen Benutzeroberfläche – Teil 2: Viewer. **Bereich 1:** Der Tab „Viewer“ ist ausgewählt. **Bereich 2a:** 2D-Übersichtsdarstellung und 2D-Schichtenquerschnitte. **Bereich 2b:** 2D-Übersichtsdarstellung und drei 3D-Visualisierungen. **Bereich 3:** Ausgabe der quantitativen Daten einer Läsion, z. B. Segmentierungsgröße. **Bereich 4a:** Vom Benutzer veränderbare Einstellungen, z. B. Transparenzstärke der Brustwand. **Bereich 4b:** Buttons für die Auswahl eines Datensatzes/einer Läsion und für die Segmentierung/Visualisierung. **Bereich 4c:** Buttons für automatische/manuelle Screenshots und ein Fortschrittsbalken. **Bereich 4d:** Buttons für die Nachkorrektur der Segmentierung.

Informationen entnommen werden können.

Der untere, vierte Bereich des GUIs beinhaltet alle UI-Elemente, mit denen interaktiv die Visualisierung verändert oder Prozesse gestartet/gestoppt werden können. Die räumliche Trennung und Gruppierung der Elemente soll den Arbeitsablauf eines Benutzers unterstützen. Ein typischer Arbeitsablauf ist:

Voreinstellungen vornehmen ⇒ **Verarbeiten der Daten** ⇒ **Nachverarbeitung**

Aus diesem Grund wurden die UI-Elemente so platziert, wie in der lila-farbenen Box in Abb. 4.16 zu sehen ist. In Bereich 4a) können vom Benutzer diverse Einstellungen vorgenommen werden, die einen Einfluss auf die spätere Verarbeitung und Darstellung der Daten haben: Der Benutzer kann auswählen, ob die Daten vergrößert (Checkbox „Zoom“) dargestellt werden sollen und wie stark die Transparenz des Brustwandbereiches („Boundary Transp.“) und des Lungenparenchyms („Tr. Voxel (%)“) sein soll. Für diese Transparenzeinstellungen wird das in Kapitel 3.3.2 vorgeschlagene Konzept für die Eingabe numerischer Werte umgesetzt: Zwei kleine Pfeile sollen den Benutzer darauf hinweisen, dass der eingetragene Wert vergrößert oder verkleinert werden kann. Der

Nutzer kann außerdem einen Sichtpunktmodus auswählen („View mode“) und einstellen, ob das kleine VOI_L („Show Small ROI“) oder das größere VOI_{HL} („Show Big ROI“) in den Viewern dargestellt werden soll. In den Bereichen 4b) und 4c) wird der zweite Abschnitt des Arbeitsablaufs abgebildet. Dem Benutzer stehen mehrere Eingabelemente für die Datensatz-/Läsionsauswahl, für die Segmentierung/Visualisierung und für die manuellen und automatischen Screenshots zur Verfügung. Mit den Buttons der Gruppe „Man. Scr.“ können manuelle Abbilder der entsprechenden GUI-Bereiche erstellt werden. Dieser Fall tritt dann ein, wenn nur eine oder wenige Läsionen visualisiert werden sollen und vom Benutzer viele, läsionsabhängige Anpassungen der Visualisierung vorgenommen werden. Ansonsten kann mit den beiden Buttons „Start“ und „Stop“ der Gruppe „Autom. Scr.“ ein geladener Datensatz vollständig und automatisch verarbeitet, bzw. der Prozess vom Benutzer abgebrochen werden. Ein kleiner Fortschrittsbalken zeigt den Verlauf der automatischen Verarbeitung an. Im Falle des „interaktiven“ Modus, kann in Bereich 4d) die Segmentierung einer Läsion nachverarbeitet werden. Dabei wird die von dem internen Modul „PulmonaryNoduleSegmentationCore“ zur Verfügung gestellte Funktion für die Anpassung der Segmentierung genutzt. Mit den beiden Buttons „Segm. <“ und „Segm. >“ ist es damit möglich, die Rundheit einer Segmentierungskontur anzupassen.

Der Ablauf der drei Arbeitsschritte ist jedoch nicht strikt vorgegeben. So ist es beispielsweise auch möglich, im Nachhinein die Transparenz der Brustwand zu verändern. Die Visualisierung wird daraufhin automatisch angepasst, d. h. dem Benutzer wird ein unmittelbares *Feedback* (Vgl. [Nor88]) auf seine Aktion gegeben.

Durch die Verwendung von Standardwerten wird der Benutzer in seiner Arbeit unterstützt. Beispielsweise ist standardmäßig der Radiobutton für den Sichtpunktmodus 1 ausgewählt. Wird dieser Modus geändert, bleibt die Einstellung für alle weiteren Prozesse gespeichert.

4.3.3 Entwurf des Web Interfaces

Das Ziel des Web Interfaces ist es, die Screenshots der Visualisierungen einzulesen, anzuzeigen und die Läsionen mit Hilfe eines Evaluierungsformulars zu klassifizieren. Für die Lösung dieser Aufgabe werden verschiedene Anforderungen an das User Interface gestellt, die im Folgenden erläutert werden. Aus dieser Anforderungsanalyse werden zwei Entwürfe abgeleitet, die diese Anforderungen umsetzen sollen.

Anforderungen

- Benutzerverwaltung für Registrierung, Login und Logout eines Benutzers
- Hilfetexte für die Benutzung des Web Interfaces
- Vollständige Darstellung des Bildes im Viewport des Browsers

- Evaluierungsformular für die Klassifikation einer Läsion
- Bedienelemente zum Laden der Daten und Speichern der Evaluierung/Versand als E-Mail
- Anzeige der quantitativen Daten einer Läsion

Die Abbildungen 4.17a und 4.17b zeigen zwei Entwürfe eines Web Interfaces, die diese Anforderungen erfüllen sollen. Um die Oberfläche zu strukturieren und den Arbeitsablauf eines Benutzers zu unterstützen, wird die Webseite in drei Bereiche unterteilt. Der erste Bereich beinhaltet die UI-Elemente, mit denen sich ein Benutzer im System registrieren, an- und abmelden kann. Außerdem kann in diesem Bereich eine Dateiliste und eine bestimmte Läsion dieser Liste geladen werden. Dieser Abschnitt wird dem Nutzer als erstes präsentiert. In Abb. 4.17a enthält der zweite, größere Bereich den Screenshot, die Anzeige von Hilfetexten und quantitativer Daten, diverse Bedienelemente und das Evaluierungsformular. Dieser Abschnitt wird komplett im Viewport des Browsers abgebildet, sodass alle möglichen Aktionen mit dem System gleichzeitig sichtbar sind (Vgl. *Visibility* [Nor88]). Der dritte Bereich bildet den letzten Arbeitsschritt des Benutzers ab: Nach der Evaluierung der Läsionen soll die Beurteilung gespeichert bzw. an eine E-Mail angehängt und versendet werden können.

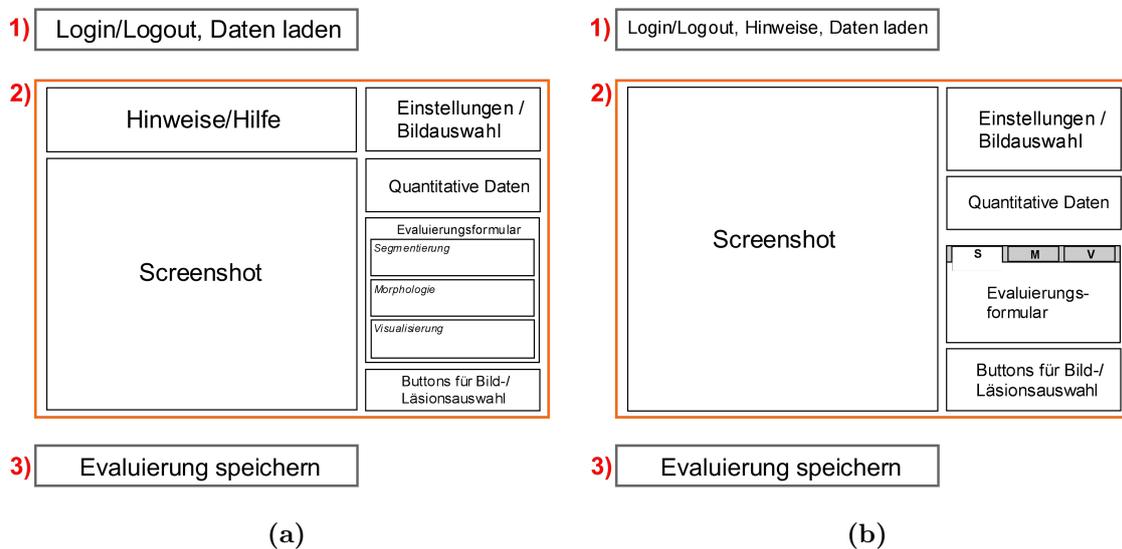


Abbildung 4.17: Ideen für den Entwurf des Web Interfaces. **(a)** Erster Entwurf: Unterteilung des Interfaces in drei Bereiche: 1) Benutzerverwaltung und Laden der Daten. 2) Ein vollständig im Viewport (orange) des Webbrowsers abgebildeter Bereich für Hinweistexte zur Bedienung der Oberfläche, die Visualisierung (Screenshot) und ein Bereich für diverse Interaktionen, Einstellungen und Eingaben des Benutzers. Die Bedienelemente für die Optionen „Segmentierung“, „Morphologie“ und „Visualisierung“ (Evaluierungsformular) sind vollständig sichtbar. 3) Speichern der Evaluierung. **(b)** Zweiter Entwurf: Auslagerung der Hinweise und Ersetzung des Hilfebereiches durch kontextsensitive Hilfsfunktionen. Menü für die Strukturierung des Evaluierungsformulars in drei Kategorien (Tabs).

Der Vorteil dieses Konzeptes ist, dass die Elemente für die Beurteilung der Visualisierung neben dem Bild platziert sind und somit auf einen Blick die entsprechenden Bereiche in dem Evaluierungsformular ausgefüllt werden können. Gleichzeitig werden über dem Bild Hilfetexte präsentiert, welche die Funktionen der Bedienelemente erklären und die Anweisungen an den Benutzer beschreiben. Das Formular für die Evaluierung wird in drei Bereiche „Segmentierung“, „Morphologie“ und „Visualisierung“ untergliedert. Die in diesen Bereichen platzierten Buttons und Textfelder werden dem Benutzer vollständig präsentiert. Der Vorteil dabei ist, dass dem Nutzer alle möglichen Beurteilungskriterien komplett dargestellt werden. Daraus ergibt sich jedoch ein gravierender Nachteil: Für die Beurteilung der Segmentierung, Morphologie und Visualisierung der Läsion müssen sehr viele Dialogbausteine zur Verfügung gestellt werden. In horizontaler Richtung ist neben dem Screenshot nicht viel Platz vorhanden, da das Interface durch die Bildschirmauflösung begrenzt ist und horizontale Scrollleisten vermieden werden sollen. Die Bedienelemente in vertikaler Richtung untereinander anzuordnen, ist ebenfalls nur bedingt zu empfehlen, denn dadurch können die Elemente nicht vollständig neben dem Bild dargestellt werden. Um das Formular ausfüllen zu können, müsste der Benutzer vertikal scrollen und verliert dabei das zu beurteilende Bild teilweise aus dem Sichtfeld.

Der zweite Konzeptentwurf (siehe Abb. 4.17b) löst diese negativen Aspekte des ersten Entwurfes. Der Bereich mit den Hinweisen an den Benutzer wird aus dem ständig sichtbaren Abschnitt des Interfaces entfernt und stattdessen in den ersten Abschnitt nach dem Login des Nutzers eingegliedert. Es wird eine kontextsensitive Hilfe genutzt, d. h., mit einem Mouseover-Effekt werden die Hilfetexte für ein Bedienelement angezeigt. Eine Lösung des Platzproblems in dem Evaluierungsformular ist der Einsatz eines Tab-Menüs. So können die Elemente in drei Kategorien eingeteilt werden und mit einem Klick die Kategorie gewechselt und damit die entsprechenden Bedienelemente angezeigt werden.

Der Vorteil dieses Konzeptes liegt darin, dass das Bild sehr groß präsentiert werden kann und die gesamte Höhe des Browsers einnimmt. So können kleine Details im Bild gut wahrgenommen werden. Gleichzeitig wird der Platz neben dem Bild sinnvoll genutzt, um die Eingabelemente und das Evaluierungsformular platzsparend anzuzeigen.

4.3.4 Realisierung des Web Interfaces

Das Web Interface wird entsprechend den in Kapitel 3.3 dargelegten Grundlagen für ein benutzerzentriertes Interface Design realisiert. Speziell die Anforderungen an ein webbasiertes Interface müssen berücksichtigt werden.

Abschnitt 1: Benutzerverwaltung, Anweisungen, Öffnen der Daten

Abbildung 4.18 zeigt die Umsetzung des in der Entwurfsskizze (siehe Abb. 4.17) dargestellten Bereiches für die Benutzerverwaltung, die Anweisungen an den Nutzer und die Elemente für das Laden der Daten. Dem Anwender stehen zwei Textfelder für die Eingabe seiner E-Mail-Adresse und eines Passworts zur Verfügung. Ein Klick auf den Link „Registration“ öffnet eine neue Seite, auf der sich ein Benutzer mit seiner E-Mail-Adresse und einem selbst gewählten Passwort registrieren kann. Die beiden Buttons für Login, Logout komplettieren den Abschnitt der Account-Verwaltung.

Internet-Nutzer „scannen“ Webseiten ab und setzen Prioritäten. Sie möchten schnell an ihr Ziel kommen und keine schwammigen Texte lesen, die bestimmte Funktionen der Webseite erläutern [LN08]. Um dem Anwender des Web Interfaces bewusst zu machen, welche Aufgaben er für die Evaluierung der Läsionen erfüllen soll, wird daher ein Infokasten angezeigt. Dieser stellt die Anweisungen an den Nutzer nummeriert und übersichtlich dar. Der Infokasten wird mit einem Info-Symbol (Vgl. *Mapping* [Nor88]) ausgestattet, um seine Funktion visuell zu unterstützen.

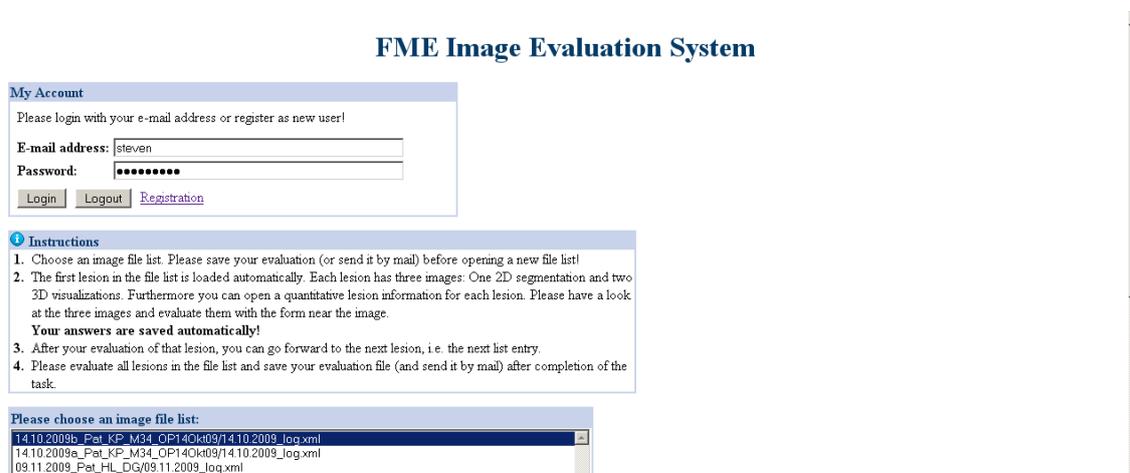


Abbildung 4.18: Web Interface – Teil 1: Benutzerverwaltung, Anweisungen, Öffnen der Daten.

Unter dem Infokasten werden zwei Listboxen platziert, mit der die gewünschten Daten eingelesen werden können. Die Daten liegen in Form von XML-Dateien vor, in denen die Pfade zu den Bildern und weitere Informationen hinterlegt sind. Es werden Listboxen genutzt, da diese den Vorteil bieten, aus einer großen Menge von Daten auszuwählen. Bei der Wahl einer Listbox ist die Sortierung der Einträge entscheidend. Der Benutzer erwartet eine nach einem bestimmten Kriterium sortierte Liste, um zielgerichtet eine Auswahl treffen zu können. Aus diesem Grund werden die Screenshots mit einem einheitlichen Dateinamen abgespeichert, der in der Listbox angezeigt wird. Der Dateiname setzt sich aus der eindeutigen Bezeichnung der CT-Aufnahme³, der lfd. Nummer des

³Verschiedene DICOM-Tags repräsentieren die Parameter der CT-Aufnahme (z. B. Aufnahmezeitpunkt, CT-Gerät ...). Diese Informationen werden zu einem eindeutigen Dateinamen zusammengesetzt.

Datensatzes und der lfd. Nummer der Läsion zusammen. Daraus ergibt sich eine nach Datensatz- und Läsionsnummer sortierte Reihenfolge der Läsionen. Nachdem eine Datenteiliste ausgewählt wurde, wird automatisch der erste Eintrag der Liste, d. h. die erste Lungenläsion, ausgewählt und angezeigt.

Abschnitt 2: Bildanzeige, Evaluierung, Interaktion

Der zweite in Abbildung 4.17 orange dargestellte Bereich des Web Interfaces wird daraufhin komplett in dem Webbrowser gezeigt. Abbildung 4.19 zeigt die Umsetzung des zweiten Abschnitts des Web Interfaces für die Bildanzeige, die Evaluierung und die Interaktion mit dem Bild.

Die Darstellung der Läsion nimmt einen sehr großen Raum in dem sichtbaren Browserbereich ein, damit möglichst viele Bilddetails erkennbar sind. Die Hauptzielgruppe dieses Interfaces, Radiologen und Chirurgen, würden evtl. erwarten, dass die 2D/3D-Visualisierung manipuliert werden kann. Aufgrund der Erfahrung mit medizinischen Visualisierungen würden diese Nutzergruppen versuchen wollen, die 2D-Darstellung der CT-Schichten mit einer Fensterungstechnik zu beeinflussen. Ebenfalls besteht der Wunsch darin, die 3D-Visualisierung zu rotieren, da dies ein gelernter Prozess im Umgang mit dreidimensionalen Darstellungen ist.⁴ Diese Wünsche können aufgrund der begrenzten Rahmenbedingungen (keine Software-Applikation, sondern ein webbasiertes Interface für die reine Anzeige der Bilder) nicht erfüllt werden. Jedoch können bestimmte Konventionen ausgenutzt werden, die interneterfahrene Benutzer im Laufe der Zeit gelernt haben [Nor88]. Zu diesen Konventionen gehört die Veränderung des Mauszeigers in einem bestimmten Kontext, beispielsweise wenn die Maus über einen klickbaren Bereich geführt wird. Dieses bekannte Prinzip wurde in die Entwicklung des Interfaces einbezogen, indem das Bild anklickbar gemacht wurde. Dies erzeugt bei dem Benutzer die Erwartung von einem aktivierbaren/veränderbaren Bild. Die Erwartung wird erfüllt, indem durch das Anklicken des Bildes eine andere Visualisierung der Läsion präsentiert wird.

Neben dem links positionierten Bild, das die gesamte Höhe des sichtbaren Viewports einnimmt, werden die Bedienelemente und das Evaluierungsformular abgebildet. Dieser Bereich wird in vier Unterbereiche geteilt, um das Interface visuell zu strukturieren. Mit Hilfe von Rahmen und Leerräumen, werden die Abschnitte voneinander separiert. Der erste Teilbereich schließt alle Bildoptionen ein, d. h., mit Hilfe einer Radiobuttongruppe kann die Größe der Bildanzeige geändert werden. Standardmäßig wird die erste Option („Small image“) ausgewählt, die dazu führt, dass das Bild an die Größe des sichtbaren Browserbereiches angepasst wird. Dieser Modus hat den Vorteil, dass stets das gesamte Bild sichtbar ist und der Benutzer nicht scrollen muss.

⁴Die Informationen über die Erwartungen eines Benutzers wurden aus einer nicht repräsentativen Nutzeranalyse gezogen. Dabei wurde ein Proband der Zielgruppe während der Arbeit mit dem Web Interface beobachtet und anschließend zu der Bewältigung der Aufgaben befragt.

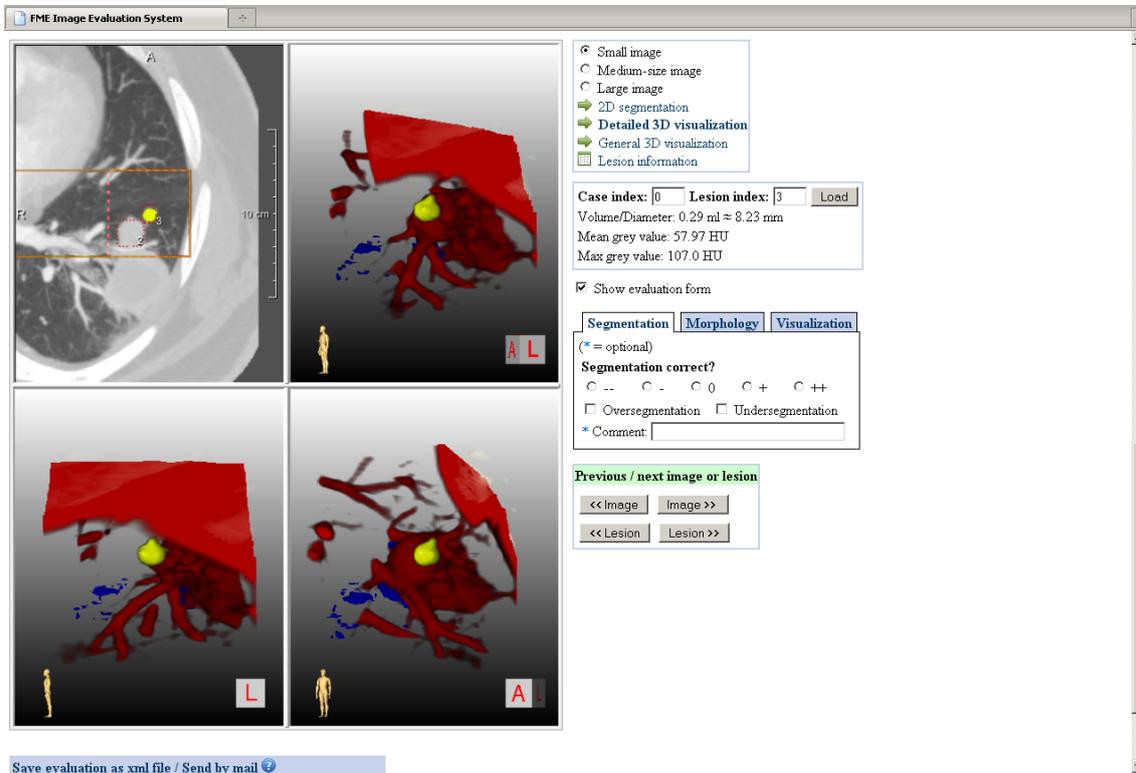


Abbildung 4.19: Web Interface – Teil 2: Bildanzeige, Evaluierung einer Läsion, Interaktionselemente. Das Bild wird vollständig im Viewport des Webbrowsers angezeigt und kann mit dem Evaluierungsformular rechts neben dem Bild beurteilt werden. Mit diversen Bedienelementen kann die Bildanzeige gewechselt werden. In dieser Abbildung ist die 3D-Detailansicht einer Läsion ausgewählt. Zusätzlich zu dem Bild und den Interaktionselementen werden die wichtigsten quantitativen Daten der Läsion präsentiert. Unter dem Bild wird der dritte Bereich des Web Interfaces (Speicherung/Email-Versand der Evaluierung) angeschnitten.

Ein Radiologe oder Chirurg erwartet von einer dreidimensionalen medizinischen Darstellung, dass diese gezoomt werden kann, um Details der Szene besser erkennen zu können. Diese Erwartungshaltung kann von dem Web-Interface-Konzept zwar nicht vollständig erfüllt werden, soll aber zumindest angenähert werden. Für eine vergrößerte Bilddarstellung stehen dem Nutzer zwei weitere Modi zur Verfügung: „Medium-size image“ und „Large image“, wobei in dem zuletzt genannten Modus das Bild auf die gesamte Browserbreite skaliert wird. Kleine Details in der Visualisierung sollten damit gut erkennbar sein. Die Interface-Elemente werden in diesem Modus unter dem Bild dargestellt.

In derselben Box werden vier Links platziert, mit denen es dem Benutzer ermöglicht wird, ein anderes Bild oder die quantitativen Daten einer Läsion anzuzeigen. Mit den drei Links „2D segmentation“, „Detailed 3D visualization“ und „General 3D visualization“ können die drei entsprechenden Visualisierungen einer Läsion abgerufen werden; die Bildanzeige wird dabei automatisch aktualisiert. Mit dem vierten Link „Lesion information“ können diverse Daten der Läsion tabellarisch angezeigt werden. Diese Daten müssen nicht ständig sichtbar sein und werden daher platzsparend in einem kleineren

Pop-up-Fenster untergebracht, welches auf Wunsch geöffnet werden kann.

Aus Usability-Tests geht hervor, dass die Farbe blau einem Internet-Nutzer ein Gefühl von Klickbarkeit vermittelt. Vor allem Links werden daher auf Webseiten meist mit blauer Farbe dargestellt [LN08]. Um diese Erwartungshaltung des Nutzers zu unterstützen, haben die Links für die Bildauswahl eine blaue Farbe. Mit Hilfe der grafischen Symbole neben den Links wird der Benutzer zusätzlich auf die Interaktionsmöglichkeit hingewiesen. Ein grüner Pfeil und ein „Tabellen-Symbol“ sollen dem Benutzer vermitteln, dass er in diesem Bereich etwas anklicken bzw. bestimmte Daten öffnen kann. Ein ausgewählter Modus wird fett hervorgehoben, um dem Benutzer eine Rückkopplung auf seine Aktion zu geben.

Im User Interface Design müssen Erwartungshaltungen des Nutzers erfüllt werden. Die Bildskalierungs-Funktion dieses Web Interfaces erzeugt bei dem Benutzer die Erwartung, dass bei der Auswahl eines anderen Bildes oder einer anderen Läsion die Bildgröße bestehen bleibt. Ebenso wünschenswert wäre es, wenn bei der Auswahl der Detailansicht einer Läsion, auch bei dem Öffnen einer anderen Läsion wieder die Detailansicht angezeigt wird. So können die Visualisierungen schnell und effizient miteinander verglichen werden. Dieser Anspruch wird von dem Konzept erfüllt. Eine einmal eingestellte Bildgröße oder Bildauswahl wird für die nächsten Vorgänge beibehalten.

Für die Optimierung der Usability wird eine kontextbezogene Hilfe genutzt, um dem Benutzer die Funktion der vier Links zu verdeutlichen. Allein aus der Beschriftung des Links „Detailed 3D visualization“ wird dem Benutzer evtl. nicht sofort klar, welchen Nutzen dieser Link für ihn hat. Aus diesem Grund wird die erstmals in [Nor91] erwähnte und mittlerweile oft genutzte *Tooltip*-Funktion verwendet. Damit wird beim Überfahren des Links mit der Maus eine textuelle Beschreibung eingeblendet, die kurz und prägnant die Funktion des Links verständlich macht (siehe Abb. 4.20b).

Um eine Lungenläsion optimal beurteilen zu können, sind neben der bildlichen Darstellung einige Zusatzinformationen nützlich. Dazu gehören das Volumen und der Durchmesser der Läsion, der Durchschnittsgrauwert und der Maximalgrauwert innerhalb der Struktur. Die ständig sichtbaren Daten werden in einer zweiten Box präsentiert.

Das Formular für die Evaluierung der Läsion wurde mit einem Tab-Menü realisiert, wodurch die Eingabeelemente in Kategorien gruppiert werden können. Es ist wichtig, dass das System auf die Bedienhandlung des Benutzers reagiert. Vor allem aktivierte Menüeinträge sollten dabei anders dargestellt und hervorgehoben werden, als deaktivierte Menüeinträge. Abbildung 4.19 zeigt die Umsetzung dieser grafischen Rückkopplung. Der aktivierte Menüeintrag des Evaluierungsformulars wird weiß dargestellt, wodurch die visuelle Verbindung zu den darunter liegenden Formularelementen hergestellt werden kann. Die nicht aktivierten Menüeinträge werden dagegen bläulich dargestellt.

Die Eingabeelemente in dem Evaluierungsformular werden einheitlich dimensioniert und angeordnet, sodass dem Benutzer eine strukturierte Eingabe ermöglicht wird. Allein

durch die räumliche Nähe wird die Zusammengehörigkeit der Bedienelemente zum Ausdruck gebracht. Um diesen Effekt noch zu verstärken, werden fett gedruckte Überschriften genutzt, um die Radiobuttongruppen visuell voneinander zu separieren. Die Textfelder für die Eingabe von längeren Kommentaren sind entgegen den in Kapitel 3.3 beschriebenen Design-Grundlagen *nicht* mehrzeilig. Der Grund dafür ist die zu berücksichtigende Bildschirmauflösung und damit der Platzmangel in dem Interface. Dem Benutzer wird jedoch während der Eingabe deutlich, dass auch längere Texte möglich sind, da über die sichtbare Breite des Eingabefeldes hinaus geschrieben werden kann. Eine in Web-Formularen übliche Methode ist es, mit Hilfe von „Sternchen“ bestimmte Eingabelemente als optional darzustellen. Die Textfelder in dem Evaluierungsformular werden mit einem kleinen, blauen Sternchen gekennzeichnet, was dem Benutzer signalisiert, dass dieser Bereich nicht ausgefüllt werden muss.

Die vierte und letzte Box enthält je zwei Buttons für die Vor-Zurück-Navigation zwischen den Bildern einer Läsion oder den Läsionen in der Dateiliste. Diese Box wird farblich von den anderen Kästen unterschieden und dem Benutzer wird mit Hilfe einer aussagekräftigen Überschrift („Previous / next image or lesion“) die Funktion der Buttons deutlich gemacht. Die Buttons werden einheitlich dargestellt und konsistent beschriftet (z. B. „Image >>“), wobei das „>>“ dem Benutzer signalisiert, dass hier „das nächste“ Bild ausgewählt werden kann. Mit dem Betätigen eines der Buttons „<< Lesion“ oder „Lesion >>“ wird das Formular automatisch „abgesendet“, d. h., die Eingaben des Nutzers für die angezeigte Läsion werden gespeichert und die vorherige oder nächste Läsion wird geladen.

Die Geschwindigkeit, mit der Bildelemente angeklickt werden, steigt mit der Größe des auszuwählenden Objektes [LN08]. Da die Klickflächen für die Bildanzeige und für die Vor-und-zurück-Navigation zwischen den Lungenläsionen sehr häufig vom Benutzer angeklickt werden, werden sie in Form von Buttons dargestellt. Dadurch, dass die Buttons relativ groß sind, ergibt sich der Vorteil, dass der Nutzer nicht so präzise auf das Bedienelement zeigen muss und damit Zeit bei der Interaktion spart.

Bei der Auswahl einer zuvor evaluierten Läsion werden die Eingaben des Nutzers geladen und die Bedienelemente entsprechend ausgewählt. Dieses Konzept hat für den Benutzer zwei Vorteile: Vor der Auswahl einer anderen Läsion müssen die Eingaben nicht mit einem extra Button gespeichert werden und die Erwartungshaltung des Nutzers wird entscheidend unterstützt. Denn bei der Auswahl einer schon zuvor evaluierten Läsion erwartet der Benutzer, dass die von ihm getätigten Eingaben wieder zu sehen sind, damit diese evtl. geändert werden können.

Abschnitt 3: Speichern der Daten, Versand als E-Mail

Der dritte Abschnitt des Web Interfaces bildet den letzten Arbeitsschritt des Benutzers ab: Nach der Evaluierung der Läsionen sollen die Beurteilungen abgespeichert und/oder

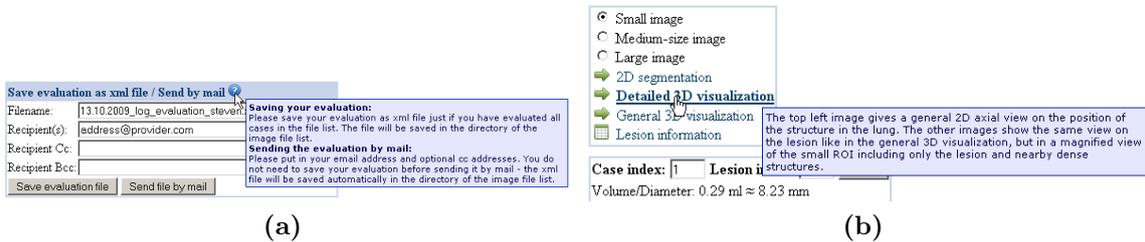


Abbildung 4.20: Web Interface – Teil 3: Speicherung und E-Mail-Versand der Evaluierung, Tooltip-Funktion als kontextsensitive Hilfe. (a) Speicherung der Evaluierung als XML-Datei und Versand an eine oder mehrere E-Mail-Adressen. Ein Klick auf das Fragezeichen-Icon blendet eine Hilfebeschreibung ein. (b) Einsatz der kontextsensitiven Hilfe für die unterschiedlichen Bildanzeigeeoptionen. Bei dem Klick auf einen Link, wird ein *Tooltip* eingeblendet, der die in dem Bild zu sehenden anatomischen Strukturen und Besonderheiten erklärt.

per E-Mail abgespeichert werden können.

Aus Usability-Tests geht hervor, dass Internet-Nutzer längere Seiten nur dann scrollen, wenn Elemente gerade noch oberhalb der Bildschirmkante zu erkennen sind und somit auf weitere Inhalte unter der Bildschirmkante („Falz“) hinweisen. Ein sogenannter „Weißraum“ am Ende der Seite würde dem Benutzer stattdessen vermitteln, dass unter der Bildschirmkante keine weiteren Informationen folgen [LN08]. Aus diesem Grund wird der Screenshot nicht komplett in dem Viewport des Browsers dargestellt, sondern in der Höhe etwas kleiner. Dadurch wird der dritte Kasten für das Speichern der Evaluierung und den E-Mail-Versand noch angeschnitten und der Benutzer nimmt wahr, dass unter dem Falz noch weitere Inhalte folgen.

Für den dritten Arbeitsschritt stehen dem Benutzer vier Textfelder zur Verfügung: „Filename“ für den Dateinamen der Evaluierungsdatei, „Recipient(s)“ für die Eingabe einer oder mehrerer Empfänger-E-Mail-Adressen, sowie „Recipient Cc“ und „Recipient Bcc“ für weitere Empfänger. Die Daten werden in einer XML-Datei abgespeichert, deren Dateiname sich aus dem Namen der geladenen Dateiliste und angehängtem Benutzernamen zusammensetzt. Um dem Nutzer möglichst viel Schreibaufwand abzunehmen, sollten bestimmte Eingabefelder schon vorgelegt sein [LN08]. Daher wird der Name der Evaluierungsdatei automatisch in das „Filename“-Textfeld eingesetzt und die E-Mail-Adresse des Benutzers ebenfalls in das entsprechende Feld eingetragen. Trotz des vorgegebenen Standardeintrages für den Dateinamen, ist es dem Benutzer trotzdem möglich, diesen Eintrag seinen Wünschen entsprechend zu ändern. Für den Speicher- und Versandvorgang stehen dem Benutzer die beiden Buttons „Save evaluation file“ und „Send file by mail“ zur Verfügung. Abbildung 4.20a zeigt die Umsetzung dieses Abschnitts im Web Interface.

Ein entscheidender Faktor im User Interface Design ist es, „die Sprache des Benutzers zu sprechen“, d. h., die Denkweisen und Wünsche des Nutzers zu berücksichtigen. Beispielsweise erzeugt ein Fragezeichen-Icon bei einem Anwender die Erwartungshaltung,

dass sich hinter diesem Symbol eine Hilfefunktion verbirgt. Diese Erwartungshaltung wird in dem Web Interface dadurch erfüllt, dass bei einem Klick auf das in Abb. 4.20a dargestellte Icon ein kurzer Hilfetext eingeblendet wird (*Tooltip*). Mit diesem Text soll dem Anwender die Speicher-/Mailversand-Funktion dieser Box klar gemacht werden.

Nach dem Speichern der Evaluierungsdatei oder dem Versand der Datei per E-Mail wird dem Benutzer ein unmittelbares Feedback gegeben, ob die Aktion erfolgreich war oder ob ein Fehler aufgetreten ist. Diese Rückkopplung vom System ist wichtig, damit der Systemzustand vom Benutzer wahrgenommen und interpretiert werden kann [Nor88].

4.4 Zusammenfassung

Es wurde ein Verfahren entwickelt, mit dem es möglich ist, Lungenläsionen-Datensätze aus unterschiedlichen Quellen einzulesen, zu verarbeiten, zu visualisieren und sowohl in einer Benutzerschnittstelle, als auch in Form von Screenshots als Bilddateien auszugeben.

Es wurden Herausforderungen aufgezeigt, welche bei der Informationsgewinnung aus dreidimensionalen, medizinischen Visualisierungen auftreten können. Für die Lösung dieser Aufgaben werden verschiedene Vorverarbeitungsschritte genutzt, um die Daten optimal visualisieren zu können. Dazu gehört die Anpassung der Größe des würfelförmigen Volumenausschnitts der Läsion, um Strukturen in der Umgebung des Lungenrundherdes in die 2D/3D-Darstellung einzubeziehen. Außerdem wurde die Position des Hilus in der Lunge approximiert, um die Gefäße, die in der Lungenwurzel in die Lungen eintreten, als Orientierungsunterstützung in die dreidimensionale Szene zu integrieren.

Für die Informationsextraktion in komplexen dreidimensionalen Darstellungen ist die Wahl der Kameraposition entscheidend. Hierfür wurde ein schnelles und effektives Verfahren entwickelt, welches automatisch die drei besten Sichtrichtungen auf die Szene berechnet, wobei Vorzugsblickwinkel in die Sichtpunktanalyse einbezogen werden. Hervorhebungstechniken, wie farbliche Darstellungen der anatomischen Strukturen, Transparenzeffekte und globale Übersichtsdarstellungen steigern die Qualität der Visualisierung und ermöglichen die Analyse der Lokalisation und Morphologie der Lungenläsion. Für die Visualisierung der aufbereiteten Daten wurde eine intuitive Oberfläche entwickelt, die es dem Benutzer ermöglicht, einen Fall einzulesen, zu verarbeiten, darzustellen und seinen Wünschen entsprechend anzupassen.

Für die Evaluierung der Lungenläsionen wurde eine webbasierte Benutzerschnittstelle nach modernen Kriterien des Web Interface Designs entworfen und entwickelt. Bei der Entwicklung eines Web Interfaces muss beachtet werden, dass dieses unter verschiedenen Rahmenbedingungen funktionieren sollte (Webbrowserunterstützung, Bildschirmauflösung, Plugins). Außerdem ist es wichtig, den Benutzer in der Bearbeitung seiner Aufgaben zu unterstützen, indem die Bedienelemente des Evaluierungsformulars struk-

turiert angeordnet werden. Diese Aspekte wurden in die Entwicklung der Oberfläche einbezogen, sodass dem Nutzer eine intuitive und übersichtliche Schnittstelle für die Beurteilung der Lungenläsionen zur Verfügung steht.

5 Implementierung

In diesem Kapitel werden einige Aspekte der Implementierung des Visualisierungsverfahrens und des Web Interfaces beschrieben. Die bei der Entwicklung genutzten Implementierungswerkzeuge und zugehörige Plugins werden vorgestellt. Des Weiteren werden die im Verlauf der Entwicklung aufgetretenen Herausforderungen erörtert und die Lösung der Probleme beschrieben.

5.1 Programmierwerkzeuge

Das Visualisierungskonzept soll in Form eines Software-Moduls in die bei FME entwickelte Implementierungsplattform MEVISLAB [HLP03] eingebettet werden. Das Web Interface soll in eine Webseite integriert werden, die zusammen mit einer Benutzerdatenbank auf einem Web-Server hinterlegt wird. Die Webseite, das Interface und die Benutzerdatenbank werden mit ECLIPSE, dem Plugin PHPECLIPSE und PHPMYADMIN entwickelt und verwaltet.

MeVisLab

MEVISLAB ist eine Entwicklungsplattform für die Visualisierung und Bildverarbeitung medizinischer Daten. Die grafische Darstellung basiert auf der frei verfügbaren und objektbasierten Grafikbibliothek OPEN INVENTOR [WG94]. OPEN INVENTOR basiert auf OPENGL und ermöglicht es, die Eigenschaften einer OPENGL-Szene auf einfache Weise interaktiv zu verändern. Eine Szene wird durch einen Szenengraphen repräsentiert, dessen Knoten die Grafikprimitive, Materialeigenschaften, Kameras und Transformationen darstellen. Ausgehend von der Wurzel des Baumes werden die Knoten des Szenengraphen von oben nach unten und von links nach rechts traversiert. Einzelne Szenenobjekte können ebenso manipuliert werden, wie ganze Teilbäume des Szenengraphen.

Ähnlich wie in OPEN INVENTOR, können in MEVISLAB modular abgegrenzte Funktionalitäten in Form eines Netzwerkes zu komplexen Anwendungen kombiniert werden. Für diese graphenorientierte Architektur wird dem Benutzer in MEVISLAB eine grafische Benutzeroberfläche zur Verfügung gestellt, in der die Knoten eines Netzwerkes in Form von Modulen grafisch repräsentiert werden. Diese Module sind mit Ein- und Ausgängen versehen und können miteinander verbunden werden, sodass Daten von einem Modul zum anderen übertragen und verarbeitet werden können.

Es wird zwischen zwei Modulklassen unterschieden. Während die INVENTOR-Module die

OpenGL-Funktionalitäten kapseln, übernehmen die sogenannten *MeVis Image Processing Library (ML)*-Module meist bildverarbeitende Funktionen.

Um eigene Anwendungen in MEVISLAB umzusetzen, stehen dem Benutzer drei Entwicklungsebenen zur Verfügung: Die C++-Ebene, die Netzwerkebene und die Skriptebene. Die Basis bilden die Module auf C++-Ebene, die von bestehenden INVENTOR- oder ML-Klassen abgeleitet und erweitert werden. Diese neu entwickelten Module stehen in der nächsthöheren Ebene, der Netzwerkebene, zur Verfügung. Dort können sie mit anderen Modulen verbunden und zu Netzwerken kombiniert werden. Sehr komplexe Netzwerke können in sogenannten Makromodulen zusammengefasst werden. Dem Benutzer stehen vielfältige User Interface-Elemente zur Verfügung, um mit Hilfe einer grafischen Benutzeroberfläche das Netzwerk anzusteuern. Beispielsweise können Modul-Parameter geändert oder Prozesse gestartet werden. Mit der dritten Ebene, der Skriptebene, wird die Steuerung der Netzwerke automatisiert. Einem Makromodul wird dabei eine Skriptdatei, programmiert in JAVASCRIPT oder PYTHON, zugeordnet. Mit diesem Skript ist es möglich, komplexe Manipulationen des zugrundeliegenden Netzwerkes mit der grafischen Benutzeroberfläche zu verbinden.

Eclipse und PHPEclipse

Das Web Frontend, welches die Darstellung der Benutzerschnittstelle und der Screenshots beinhaltet, wird in den Sprachen PHP, JAVASCRIPT und CSS implementiert. PHP ist eine Open-Source-Skriptsprache, die hauptsächlich zur Erstellung dynamischer Webseiten verwendet wird. Der Web-Server generiert aus dem PHP-Code den HTML-Quelltext der Webseite. JAVASCRIPT und CSS werden für die Benutzerinteraktion mit dem Web Interface bzw. für das Layout der Webseite eingesetzt. Für die Entwicklung wird ECLIPSE [Ecl09] genutzt. ECLIPSE ist ein quelloffenes Programmierwerkzeug, mit dem Software in unterschiedlichen Programmiersprachen entwickelt werden kann. Mit entsprechenden Plugins kann das Eclipse-Framework um weitere Sprachen und Funktionalitäten erweitert werden. Das Plugin PHPECLIPSE [Ohn09a] ermöglicht die Implementierung von PHP-Skripten innerhalb der Programmierumgebung.

phpMyAdmin

Neben dem Web Frontend soll ein Web Backend entwickelt werden, welches durch eine Benutzerdatenbank repräsentiert wird. Mit Hilfe des Web Frontends soll die Verbindung zu dem Backend hergestellt werden, sodass ein User sich mit Benutzername und Passwort in die Datenbank eintragen und sich an- und abmelden kann. So können die Evaluierungsdateien einem bestimmten, im Web Interface angemeldeten, Benutzer zugeordnet werden. Die Datenbank wird mit dem relationalen Datenbankverwaltungssystem MySQL [Sun09] programmiert und kann administrativ mit PHPMYADMIN [Ohn09b] verwaltet werden.

5.2 Implementierung des Visualisierungskonzeptes

Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Visualisierungskonzept wird durch ein sehr komplexes MEVISLAB-Netzwerk repräsentiert, dessen Details hier nicht im Einzelnen besprochen werden sollen. Der Ablauf des gesamten Konzeptes wurde in Kapitel 4.2 schon beschrieben. Um das Zusammenspiel zwischen Modulen und Skript zu erklären, sollen im Folgenden exemplarisch zwei Teile des Netzwerkes vorgestellt werden: Die Visualisierung der 3D-Szene und die Sichtpunktanalyse.

5.2.1 Umsetzung auf der Netzwerkebene

Abbildung 5.1 stellt einen Teil des Gesamtnetzwerkes dar, der für die Visualisierung der Daten in der dreidimensionalen Szene wichtig ist. Dieser Teil besteht ausschließlich aus OPEN INVENTOR-Modulen und untergliedert sich in drei Bereiche. Ausgangspunkt sind die in den vorherigen Schritten vorverarbeiteten Daten (VOIs, LUTs, Segmentierungen), die in diesem Teil des Netzwerkes abschließend kombiniert und dargestellt werden.

In dem **ersten** Bereich werden verschiedene Module mit Hilfe eines `SoSeparator`-Moduls kombiniert: Es wird ein Hintergrund für die Szene eingestellt (`SoBackground`), die Volumendaten mit dem `SoGVRVolumeRenderer` gerendert, die LUTs mit den Farb- und Transparenzwerten integriert und auf den Daten angewendet (`SoMLLUT`), `TagData` mit dem `SoGVRTagVolume`-Modul eingelesen und mit dem Modul `SoGVRTagObjectStyle` gesondert beleuchtet.

In dem **zweiten** Bereich dieses Netzwerkes wird mit Hilfe des `SoCameraRotator`-Moduls die 3D-Szene rotiert, d. h., die Position der virtuellen Kamera wird verändert. Abbildung 5.2a verdeutlicht die Funktionsweise dieses Moduls. Die Werte in den Feldern des Moduls können vom Benutzer interaktiv, oder automatisch vom Skript gesteuert, verändert werden. Die Rotationsachse, der Winkel der Rotation und die Gesamtanzahl der Rotationsschritte kann gesteuert werden. In dieser Beispielabbildung ist die y-Achse die Rotationsachse, der Rotationswinkel ist 1 (also 360°) und die Anzahl der Rotationsschritte ist 12. Die Initialisierung der Kamera führt dazu, dass die Szene beispielsweise in der vertikalen oder horizontalen Ausrichtung angeschaut werden kann. Mit dem Feld „`Curr.Step`“ kann der Rotationsschritt verändert werden. Dies wird in dem dazugehörigen Skript so implementiert, dass der Wert dieses Feldes im Intervall $[1, 12]$ inkrementiert wird. Dadurch stellt sich die Szene automatisch in 12 Schritten, also aus 12 verschiedenen, um jeweils 30° rotierten, Ansichten dar.

Der **dritte** Abschnitt des Netzwerkes repräsentiert die Integration eines Fadenkreuzes (`SoCrossHair`) und die Darstellung der zwei Symbole für die Unterstützung der Orientierung in der 3D-Szene („Männchen“ und Würfel: `SoOrientationModel`). Die Module dieser drei Bereiche werden an den `SoCustomExaminerViewer` angeschlossen. Die Visualisierung

kann mit diesem Viewer betrachtet und analysiert werden. Im Gegensatz zu dem ebenfalls in MEVISLAB verfügbaren `SoExaminerViewer` bietet der `SoCustomExaminerViewer` die Möglichkeit, in die Szene hinein- und hinaus zu zoomen.

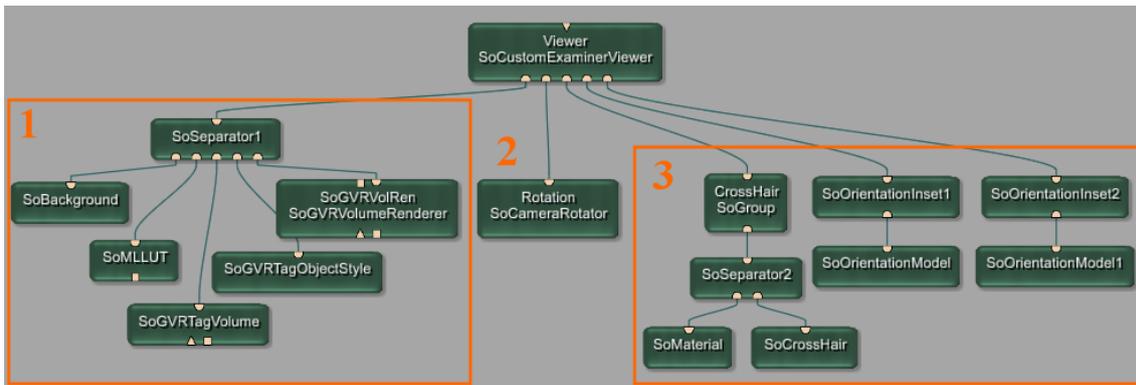
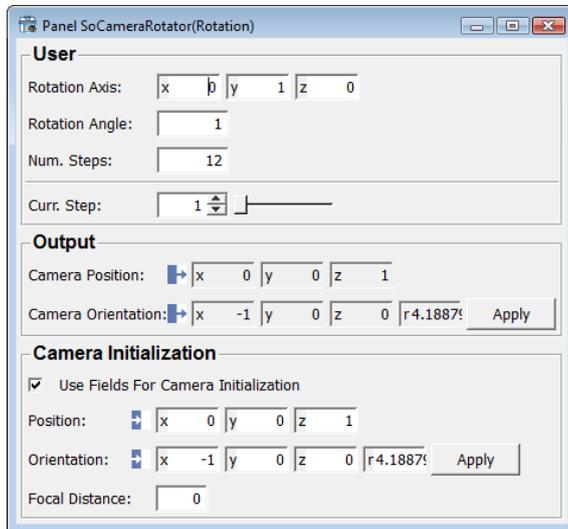


Abbildung 5.1: Darstellung eines Teil-Netzwerkes für die Visualisierung der Daten in MeVisLab. **Bereich 1:** Eingabe der Volumendaten und der vorverarbeiteten, segmentierten Daten. Die Volumendaten werden gerendert, die LUTs werden auf den Daten angewendet und die Objekte beleuchtet. Außerdem wird ein Hintergrund eingestellt. **Bereich 2:** Transformation der virtuellen Kamera in der Szene. **Bereich 3:** Integration eines Fadenkreuzes und zweier Orientierungsunterstützender Symbole in die Visualisierung.

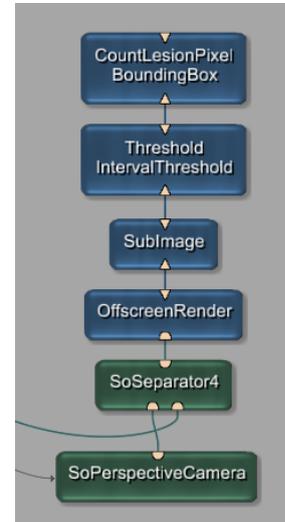
Abbildung 5.2b repräsentiert einen Teil der Sichtpunktanalyse. In diesem Teil-Netzwerk werden die Pixel einer Läsion detektiert und damit die Güte einer Kameraposition bestimmt. Die Daten vom Ausgang des Moduls `SoSeparator1` in Abb. 5.1 werden mit dem Modul `SoSeparator4` in diesem Netzwerk verbunden und die vollständige 3D-Szene somit zwischen den Modulen weitergeleitet. Die in Abb. 5.2a zu sehenden Felder für die Position und Orientierung der virtuellen Kamera werden über Feldverbindungen mit dem Modul `SoPerspectiveCamera` verbunden, sodass die Szene aus der entsprechenden Richtung betrachtet wird. Es erfolgt eine Weiterleitung der Szene an das `OffscreenRender`-Modul, welches ein 2D-Abbild der 3D-Szene erstellt. Dieses Farbbild besteht aus 4 Kanälen (Rot, Grün, Blau, Alpha) und wird mit dem `SubImage`-Modul auf eine Graustufen-Dimension beschränkt. Anschließend erfolgt mittels des `IntervalThreshold`-Moduls eine Schwellwertsegmentierung, wodurch die Hintergrundpixel (schwarz) von den Objektpixeln (weiß) getrennt werden. Zum Schluss ermittelt das `BoundingBox`-Modul die separierten Pixel der Läsion. Es folgen das Auslesen und Speichern der Pixelzahl im Skript, woraufhin die Szene einen Schritt weiter rotiert wird und der Prozess von vorn beginnt. Die Anzahl der detektierten Pixel für jede Kameraposition geht in die Sichtpunktanalyse, wie in Kapitel 4.2.3.3 beschrieben, ein.

5.2.2 Umsetzung auf der Skriptebene

Da ein umfangreiches Netzwerk verwaltet werden muss, wurde es in ein Makromodul gekapselt und kann dadurch mit einer Skriptdatei gesteuert werden. Diese Skriptdatei



(a)



(b)

Abbildung 5.2: (a) Panel des SoCameraRotator-Moduls, mit dem die Parameter der Kamerapositionierung und -Orientierung verändert werden können. (b) Teil des Netzwerkes, mit dem die Pixel der in der 3D-Szene sichtbaren Voxel der Läsion detektiert werden.

ist in der Programmiersprache PYTHON geschrieben und ermöglicht es, mit Hilfe der grafischen Oberfläche des Moduls das zugrunde liegende Netzwerk anzusprechen. So ist die Veränderung von Feldwerten der internen Module oder der Verbindungen zwischen Modulen möglich. Eine weitere Skriptdatei steuert den Aufbau des GUIs, d. h., sie stellt Benutzerschnittstellen-Elemente, wie Buttons und Textfelder, zur Verfügung, die in die Oberfläche integriert werden. Mit diesen Elementen wird die Verbindung zum internen Netzwerk hergestellt, sodass bestimmte Prozesse gestartet werden können. Die Implementierung der Skriptdatei erfolgt in der bei FME entwickelten *Module Definition Language (MDL)*, mit der es möglich ist, mit einfacher Syntax unterschiedliche User-Interface-Elemente zu erstellen.

Die Programmiersprache PYTHON ist objektorientiert, sodass die Möglichkeit besteht, zusammenhängende Funktionalitäten des Skriptes in Klassen zu kapseln. Dadurch wird der Skriptablauf modularisiert und die Lesbarkeit des Codes unterstützt. Es wurden insgesamt neun Klassen implementiert, deren Funktionen im Folgenden genannt werden:

- **CameraManager:** Verwaltung der Kamerapositionen und Ausführung der Sichtpunktanalyse
- **HistogramManager:** Verwaltung der Histogramme, Speichern und Auslesen der Peaks
- **InputOutputManager:** Verwaltung der Ein- und Ausgabe der Daten
- **NetworkManager:** Steuerung der Netzwerkverbindungen

- **PositionManager**: Berechnung und Speicherung der Position des Hilus
- **ScreenshotManager**: Erstellen und Speichern der Screenshots
- **UserInterfaceManager**: Steuerung der Benutzereingaben und Ausführung der entsprechenden Aktionen
- **VisualizationManager**: Steuerung der Visualisierung, LUTs und Segmentierung
- **XMLManager**: Funktionen für die Ausgabe in eine XML-Datei

5.2.3 Besonderheiten bei der Implementierung in MeVisLab

Das Modulkonzept von MEVISLAB bietet viele Vorteile, aber auch Nachteile. Vorteilhaft ist die Möglichkeit, schnell und einfach komplexe Netzwerke zu erstellen, indem die Module miteinander verbunden werden. Dieser sogenannte *Rapid Prototyping*-Ansatz ermöglicht die Entwicklung eines Softwareprototyps, der Schritt für Schritt um weitere Funktionalitäten erweitert werden kann.

Der Nachteil dieses Konzeptes besteht darin, dass ein komplexes Netzwerk schnell unübersichtlich wird und damit schlecht zu verwalten ist. Weiterhin sind Modul- und Feldverbindungen oft sehr umfangreich, sodass in großen Netzwerken nicht immer ersichtlich ist, welche Daten von Modul A zu Modul B übertragen werden. Ein weiterer Nachteil ist die Übertragung großer Bilddaten zwischen den Modulen im laufenden Betrieb, sodass ständig Speicher angefordert werden muss. Bei Rechnern mit wenig Arbeitsspeicher führt dies unter Umständen zu plötzlichen Abstürzen, weil nicht genug Speicher für aufwändige Berechnungen allokiert werden kann.

Um diese Probleme zu bewältigen, werden mit Hilfe der **NetworkManager**-Klasse die Verbindungen zwischen bestimmten Modulen gekappt, sodass die Weiterleitung von großen Bilddaten zwischen den Modulen verhindert wird. Die Wiederherstellung der Verbindungen und die Übertragung der Daten erfolgt durch das Auslösen einer Aktion in dem GUI, beispielsweise das Betätigen des Buttons „**Segmentation/Visualization**“. Wenn eine Läsion geladen, verarbeitet und visualisiert worden ist, befinden sich die Daten im Speicher und können über die Ausgänge der Module angesprochen werden. Beim Laden einer neuen Läsion werden die Modulverbindungen zuerst getrennt, sodass umfangreiche Berechnungen nicht sofort, sondern erst nach vollständigem Laden der Daten und auf Wunsch des Benutzers gestartet werden.

Zur Unterstützung der Übersichtlichkeit und Modularisierung, erfolgt Einteilung der Module des Netzwerkes in Gruppen, sodass zusammenhängende Funktionen gruppiert dargestellt werden. Um den Einlesevorgang von der Verarbeitung der Daten zu trennen, ist das Makromodul-Konzept empfehlenswert. Da in dem Visualisierungskonzept Daten aus unterschiedlichen Quellen verarbeitet werden sollen, ist es sinnvoll, diesen Prozess

in ein eigenes Makromodul zu verlagern. So besteht die Möglichkeit, dieses Modul auch in anderen Modulen und Netzwerken für das Einlesen der Daten zu nutzen.

Die beiden Makromodule wurden unter dem Namen „PulmoNoduleScreenshots“ und „PulmoNoduleScreenshotsLoadData“ in das Modulverzeichnis (*Repository*) bei FME eingetragen, sodass sie auch anderen Anwendern zur Verfügung stehen.

5.2.4 Laufzeit des Verfahrens

Eine Anforderung an das Visualisierungskonzept bestand darin, ein Verfahren zu entwickeln, das dem Benutzer ermöglicht, die Daten schnell und unkompliziert einzulesen. Weiterhin ist eine schnelle Verarbeitung der Daten erstrebenswert, sodass viele Läsionen in einem automatischen Prozess nacheinander in kurzer Zeit verarbeitet werden können. Zudem sollen dem Benutzer echtzeitfähige Visualisierungen zur Verfügung stehen, die interaktiv verändert werden können.

Diese Anforderungen sind in dem implementierten Konzept umgesetzt worden. Das Einlesen eines CT-Datensatzes mit insgesamt 50 Läsionen dauert ca. 3 Sekunden. Der vollständige Verarbeitungsprozess, d. h., die Berechnung des 3D-Histogramms, die Hilus-Lokalisation, die VOI-Anpassung, die Segmentierung, die Sichtpunktanalyse, die Darstellung der Daten im GUI und das Speichern der Screenshots, dauert ca. 20 Sekunden, wobei allein die Berechnung des dreidimensionalen Histogramms, mit durchschnittlich 10 Sekunden, die Hälfte der Zeit in Anspruch nimmt.¹ Dieser Vorgang muss jedoch nur einmal pro Datensatz durchgeführt werden, sodass die Verarbeitung einer Lungenläsion im Durchschnitt 10 Sekunden dauert. Die 3D-Visualisierungen können in Echtzeit rotiert werden und es besteht die Möglichkeit, die Segmentierung sowie diverse Transparenzeinstellungen interaktiv und schnell den Wünschen des Benutzers anzupassen. Getestet wurde die Implementierung auf einem Intel Core2Duo, 3.16 GHz, 2 GB RAM, NVIDIA GeForce 8800 GT Grafikkarte, Microsoft Windows XP. Der getestete Datensatz hat eine Auflösung von 512 * 512 Voxel bei 400 Schichten und einer Voxelgröße 0.5 * 0.5 * 1.0 mm.

5.3 Implementierung des Web Interfaces

Im Folgenden wird die Implementierung des Web Interfaces beschrieben. Dabei werden die Anforderungen an das Interface und die damit einhergehenden Herausforderungen für die Umsetzung der Benutzerschnittstelle erläutert.

¹Das hierfür genutzte Modul Hist3D ist höchstwahrscheinlich nicht performant programmiert worden. Die Generierung eines 3D-Histogramms sollte normalerweise schneller erfolgen.

5.3.1 Anforderungen

Die wichtigsten Anforderungen an die Implementierung der Webschnittstelle sind folgende:

- Gewährleistung der Webbrowser- und Systemunabhängigkeit
- Trennung von Inhalt und Form der Webseite für eine leichte Anpassungsmöglichkeit des Interfaces
- Dynamische, leicht administrative und sichere Architektur für Login, Logout und Registrierung eines Benutzers
- Routinen für Lese- und Speichervorgänge in XML-Dateien
- Funktionen für die Berechnung unterschiedlicher Bildskalierungen
- Möglichkeiten für die Speicherung der Eingaben und Einstellungen des Nutzers

5.3.2 Umsetzung

Der folgende Abschnitt beschreibt die programmiertechnische Umsetzung des Web Interfaces. Die Programmierung erfolgt in der Sprache PHP in der Version 5.0, was den Vorteil der Objektorientierung ermöglicht.² Um die Wartung und eine spätere Anpassung des Web Interfaces zu ermöglichen, wird die Implementierung auf verschiedene PHP-Dateien aufgesplittet. Das ermöglicht einen strukturierten Programmcode und eine schnelle Adaptierbarkeit. Um den Inhalt (die Elemente des Interfaces) von der Form (das Aussehen/Verhalten der Elemente) zu trennen, werden die Sprachen CSS und JAVASCRIPT verwendet.

Für die Benutzerverwaltung wurde eine MYSQL-Datenbank implementiert, mit der es möglich ist, einen Benutzernamen und ein Passwort zu speichern. Eine Datenbank hat den Vorteil, dass Benutzerdaten schnell und einfach verwaltet, d. h., eingetragen, verändert und gelöscht werden können. Bei einem Klick auf den Button „Register“ im Interface wird automatisch in der User-Datenbank ein neuer Eintrag erzeugt. Falls der Benutzername bereits in der Datenbank existieren sollte, wird der Nutzer darauf hingewiesen. Die Speicherung des Passwortes erfolgt als MD5-Hashwert, sodass die Sicherheit des Passwortes gewährleistet ist. Bei dem Login eines Nutzers wird der MD5-Wert des eingegebenen Benutzerpassworts mit dem für diesen User in der Datenbank gespeicherten Hash verglichen und dem Benutzer bei erfolgreicher Übereinstimmung der Zugang zum Web Interface gewährt.

²In den Versionen < PHP 5.0 war noch keine objektorientierte Programmierung möglich.

Da das Web Interface von außerhalb des FME-Netzwerkes abgerufen werden soll, ist es notwendig, den Server entsprechend abzusichern. Um sogenannte *MySQL-Injections* zu verhindern, bei denen sich ein Angreifer mit manipulierten Datenbankabfragen Zugang zum Server beschaffen kann, wird die PHP-Funktion `mysql_real_escape_string()` genutzt. Diese Funktion maskiert die Benutzereingaben vor der Weiterleitung an die Datenbank, wodurch der Missbrauch des Systems verhindert wird [Bun09].

Für das Einlesen der Läsionsdaten und die Speicherung der Evaluierung sind entsprechende XML-Routinen implementiert bzw. bestehende Bibliotheken genutzt worden. PHP stellt verschiedene Bibliotheken zur Verfügung mit denen die Implementierung der Ein- und Ausgabe in XML-Dateien erleichtert wird. Zu diesen Bibliotheken gehören die Klassen `XMLReader` und `XMLWriter`, deren Funktionen in der Implementierung genutzt werden.

Um die Anzeige der Visualisierungen einer Läsion in unterschiedlichen Größen zu gewährleisten, erfolgte die Implementierung einer Funktion für die Berechnung der Bildgröße. Mit dem Interface soll der Screenshot in drei Größen betrachtet werden können: klein, mittel und groß. Mit Hilfe der PHP-Funktion `getimagesize()` ist es möglich, die Breite und Höhe einer Bilddatei zu ermitteln. Diese Größenangaben werden an die JAVASCRIPT-Datei weitergeleitet und dort gespeichert. Daraufhin erfolgt eine gleichmäßige Skalierung des Bildes entsprechend des ausgewählten Modus, d. h., im Modus „Small image“ wird die Bildhöhe folgendermaßen berechnet:

$$\text{Bildhöhe}_{\text{neu}} = \text{Viewporthöhe}_{\text{Browser}} - 50\text{px} \quad (5.1)$$

So wird gewährleistet, dass das Bild komplett im sichtbaren Bereich des Webbrowsers dargestellt werden kann. Die Breite des Bildes wird ebenfalls entsprechend der Größe mit dem Skalierungsfaktor neu berechnet. Die mittelgroße Skalierung (Modus „Medium-size image“) erfolgt mit der Gleichung:

$$\text{Bildhöhe}_{\text{neu}} = \text{Viewporthöhe}_{\text{Browser}} + (\text{Viewporthöhe}_{\text{Browser}} * 1/3) \quad (5.2)$$

Diese Bildgröße ist ein guter Kompromiss zwischen besserer Erkennbarkeit von Details und Scrollaufwand aufgrund des größeren Bildes. Für die Darstellung eines sehr großen Bildes (Modus „Large image“) wird die Originalgröße des Bildes genutzt und auf 100% vom Webbrowser skaliert, sodass es auf die gesamte Breite des Viewports ausgedehnt und in der Höhe ebenfalls vergrößert dargestellt wird. So muss zwar gescrollt werden, um das Bild vollständig begutachten zu können, jedoch sind kleine Details in der Darstellung sehr gut zu erkennen.

Eine Anforderung an das Web Interface besteht darin, jederzeit eine zuvor getätigte Evaluierung einer Läsion wieder abrufen zu können. Dies ermöglicht einen effektiven Vergleich der Beurteilungen und ggf. eine schnelle Änderung der Eingaben. Für diesen Zweck wird das von PHP zur Verfügung gestellte Session-Array genutzt. In einer aktiven, vom Webserver verwalteten, Session eines Nutzers können Informationen serverseitig unter einer bestimmten ID abgespeichert werden. Mit Hilfe dieser Speicherstruktur

werden die Eingaben des Anwenders schnell wieder ausgelesen und am Ende mit einem Klick vollständig in eine XML-Evaluierungsdatei geschrieben. Nicht nur die Eingaben im Evaluierungsformular können somit gespeichert und geladen werden: Auch die vom Benutzer getätigten Einstellungen (z. B. Wahl der Bildgröße) bleiben für die Dauer der aktiven Session gespeichert. Dieses Konzept bietet außerdem den Vorteil, dass mehrere Benutzer gleichzeitig eine Evaluierung durchführen können, da für jeden Benutzer vom Server eine eigene ID vergeben wird.

Wie in Kapitel 5.3.1 dargestellt, besteht eine Anforderung an die Implementierung darin, dass das Web Interface leicht veränderbar und erweiterbar ist. HTML stellt diverse Bedienelemente für Benutzereingaben zur Verfügung, z. B. Radiobuttons, Checkboxes und Textfelder. Um auch einem HTML-unerfahrenem Programmierer die Anpassung des Web Interfaces zu ermöglichen, werden die Eingabeelemente mit Hilfe der objektorientierten Programmierung in Klassen gekapselt. Die Codebeispiele in Abbildung 5.3 und 5.4 verdeutlichen den Unterschied zwischen der originalen HTML-Beschreibung und der PHP-Implementierung eines Radiobuttons.

```
<input type='radio' name='LesionType' id='LesionType1' value='Nodule' checked='checked'>
<label for='LesionType1'>Nodule</label>
```

Abbildung 5.3: HTML-Codebeispiel für die Erzeugung eines Radiobuttons.

```
$this->rb1 = new RadioButton('LesionType', 'LesionType1', 'Nodule');
```

Abbildung 5.4: PHP-Codebeispiel für die Erzeugung eines Radiobuttons.

Der HTML-Code für die Erzeugung des Radiobuttons ist etwas länger und umständlicher. Es kommen einige Dopplungen vor und es müsste für jedes Eingabeelement geprüft werden, ob es aktiviert werden soll (`checked='checked'`), falls zuvor an dieser Stelle schon eine Eingabe erfolgte. Bei einer Vielzahl solcher Eingabeelemente führt dies für einen ungeübten Anwender zu einem großen und unübersichtlichen Code. Aus diesem Grund wurden die umfangreichen HTML-Codes der Bedienelemente `Formular`, `Radiobutton`, `Checkbox`, `Textfeld`, `Textarea` und `Button` in separate PHP-Klassen implementiert und können wie in Codebeispiel 5.4 erzeugt werden. In diesem Beispiel wird deutlich, dass nur drei Parameter notwendig sind, um einen Radiobutton zu erstellen. An die Klasse `Radiobutton` werden der Name der Radiobuttongruppe, die eindeutige ID des Radiobuttons und sein Wert/Label übergeben. Der eigentliche HTML-Quellcode wird somit sozusagen vor dem Entwickler „versteckt“, wodurch die Anpassung oder Erweiterung des Interfaces vereinfacht und die Fehlerrate bei der Entwicklung gesenkt werden soll.

5.4 Zusammenfassung

Für das Visualisierungskonzept wurden zwei MEVISLAB-Module entwickelt. Für die Visualisierung von Lungenläsionen wird dem Anwender eine einfache und intuitive Benutzeroberfläche zur Verfügung gestellt. Die Gestaltung der Oberfläche orientiert sich dabei an den Grundprinzipien eines benutzergerechten User Interface Designs. Eine ausführliche Dokumentation vervollständigt die Applikation.

Weiterhin wurde ein Web Frontend implementiert, welches der Beurteilung der visualisierten Lungenläsionen dient. Das Web Interface richtet sich nach modernen Web-Usability-Prinzipien und ist mit jedem Internetbrowser abrufbar. Weiterhin wurde eine leicht zu verwaltende Benutzerdatenbank umgesetzt. Ein großer Vorteil der Weboberfläche ist, dass sie auch von einem in der Web-Programmierung unerfahrenem Entwickler leicht angepasst und erweitert werden kann.

6 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse des Visualisierungsverfahrens gezeigt und dessen Einschränkungen dargestellt. Einige Beispielvisualisierungen sollen sowohl die Stärken, als auch die Schwächen des Konzeptes zeigen und verdeutlichen, wie bestimmte Parameter die Visualisierungsqualität beeinflussen können.

Ob die Visualisierung einer Lungenläsion zufrieden stellend ist, kann anhand von folgenden Qualitätskriterien eingeschätzt werden: Die Schichtendarstellung der Läsion sollte dem Benutzer einen guten Eindruck über die Morphologie der Läsion geben. Die Segmentierungskontur muss vollständig in der Schichtenvisualisierung zu sehen sein und der Benutzer muss einen Bezug zu den in der Umgebung liegenden Strukturen herstellen können. Zur Unterstützung dieser Aufgabe soll das korrespondierende, kleine Volumenrendering der Läsion dienen. Um die Lokalisation der Läsion in der Lunge besser einschätzen zu können, steht dem Benutzer außerdem das große Volumenrendering mit der Hilusregion zur Verfügung. Für die 3D-Darstellungen sind aussagekräftige Kamerapositionen sehr wichtig. Die Läsion selbst sollte möglichst vollständig und unverdeckt in der Szene zu erkennen sein und die Kontextstrukturen sollten so abgebildet werden, dass ein guter Eindruck von der Lage der Läsion in der Lunge entsteht. Läsionen in der Umgebung einer Zielstruktur sollten ebenfalls in der 2D- und 3D-Visualisierung zu sehen sein, um diese Läsionen in den Prozess der Operationsplanung einbeziehen zu können.

In Abbildung 6.1a und 6.1b sind die Segmentierungsergebnisse zweier Lungenläsionen zu sehen. Die Segmentierungsqualität und die Morphologie der beiden Läsionen kann mit Hilfe der CT-Schichten zufrieden stellend beurteilt werden. Die in Abb. 6.1a zu sehende Läsion wurde vollständig segmentiert, hat eine rundliche Form und keinen direkten Kontakt zu umgebenden Gefäßen oder anderen Strukturen. In Abb. 6.1b ist an den Kontaktstellen zu einem benachbarten Gefäß (organgefarbener Pfeil) und zu einer benachbarten Läsion (roter Pfeil) eine Übersegmentierung erkennbar. Ein zweiter, kleiner Rundherd ist sowohl in der Übersichtsdarstellung, als auch in der Schichtenvisualisierung wahrnehmbar. Da jeweils neun Schichten in axialer, sagittaler und coronaler Richtung präsentiert werden, kann die Segmentierungsqualität aus mehreren Richtungen beurteilt werden.

Abbildung 6.2 zeigt den Einfluss der Brustwandtransparenz auf die 3D-Visualisierung. Es wird deutlich, dass die Transparenz-Einstellung des Brustwandbereiches zu irreführenden 3D-Visualisierungen führen kann. In Abb. 6.2a ist in der 2D-Globalansicht, neben der segmentierten Läsion und einem weiteren kleinen Rundherd, eine große Nachbarläsion zu erkennen, die mit der Pleura verwachsen ist (orangefarbener Pfeil). Wenn die Brustwand durchsichtig gestellt wird, weitet sich der Transparenzeffekt auch auf die pleuraständige Läsion aus, die dadurch in der 3D-Szene nicht mehr zu sehen ist. Dieser

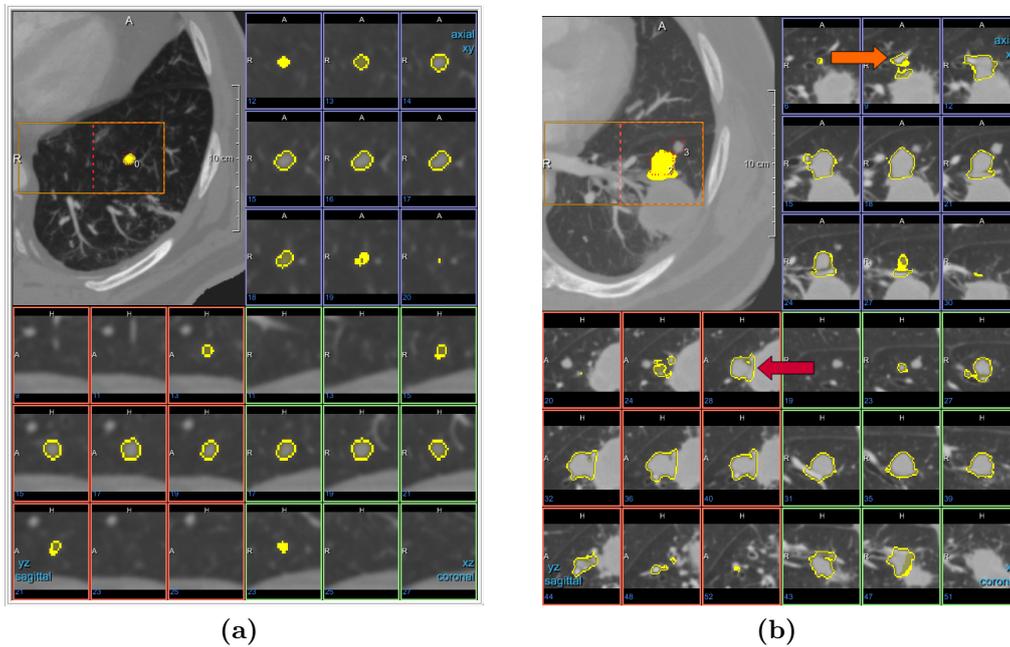


Abbildung 6.1: Die Segmentierung zweier Lungenläsionen in Schichtdarstellung. **(a)** Segmentierungskontur eines pulmonalen Rundherds ohne Kontakt zu umgebenden Strukturen. **(b)** Segmentierung einer Läsion mit Kontakt zu einem Gefäß (orangefarbener Pfeil) und zu einer größeren Nachbarläsion (roter Pfeil).

Effekt ist unerwünscht, da für die Planung einer Lungenläsionenoperation möglichst alle bösartigen Strukturen in der Nachbarschaft des Zielobjektes ebenfalls vollständig in der Visualisierung zu sehen sein sollten. In Abb. 6.2b ist die große Nachbarläsion zu sehen, da die Pleura vom Benutzer opak gesetzt wurde.

In Abbildung 6.3 wird der Einfluss der Lungenparenchymtransparenz auf die Sichtbarkeit der Zielstruktur in der 3D-Darstellung deutlich. Der zu niedrig gesetzte Transparenzschwellwert $s=85\% = -759\text{ HU}$ in Abb. 6.3a bewirkt, dass viele Parenchymvoxel und kleine Gefäße die Sicht auf die Läsion behindern. Der Schwellwert $s=95\% = -596\text{ HU}$ in Abb. 6.3b dagegen bewirkt eine starke Ausblendung des Parenchymgewebes, aber auch eine Unterdrückung von kleinen Gefäßen mit geringer Signalintensität. Der kleine Rundherd ist mit dieser Parametrisierung etwas besser zu erkennen. Dieser Abbildung ist auch zu entnehmen, dass die Visualisierung mit einem direkten VR und Transferfunktionen, ohne vorverarbeitender Segmentierung, den Nachteil hat, dass signalarme Gefäße teilweise unterbrochen dargestellt werden und damit einen falschen Eindruck vom Gefäßverlauf vermitteln könnten. Eine Vorabsegmentierung der pulmonalen Blutgefäße wäre evtl. hilfreich, schließt jedoch meist nicht alle Gefäße bis zur letzten Verzweigungsgeneration ein.

In Abbildung 6.4 werden die Vorteile der automatischen Kamerapositionierung und der semi-transparenten Rippen deutlich. Der segmentierte Rundherd liegt im linken Lungenflügel und in axialer Richtung in der Nähe des Herzes (roter Pfeil) und hat Kontakt

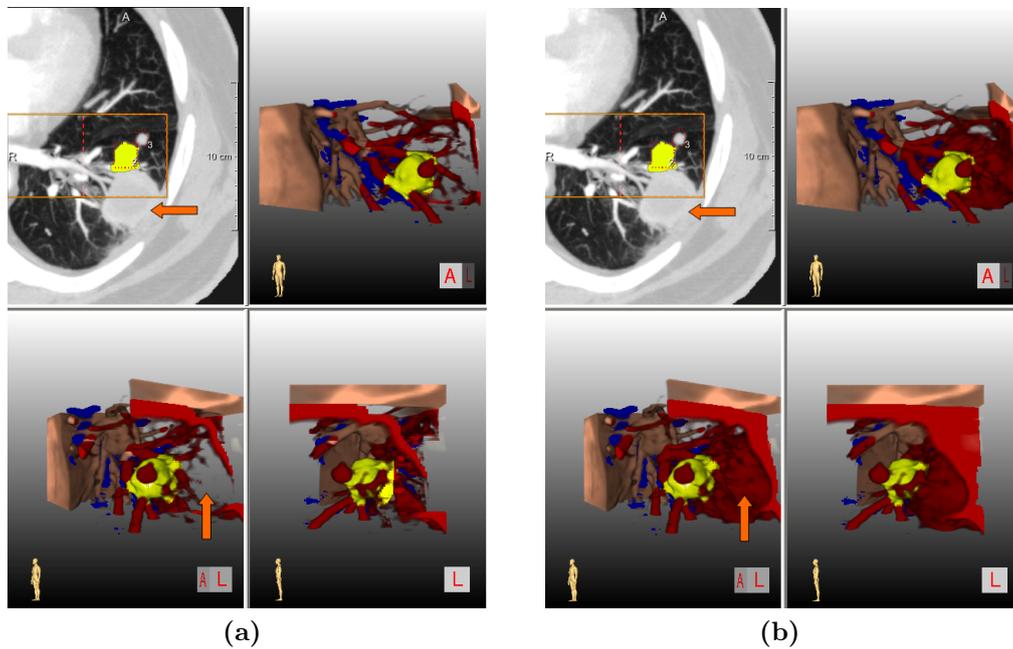


Abbildung 6.2: Einfluss der Brustwandtransparenz auf die 3D-Visualisierung. Ein transparenter Brustwandbereich führt in (a) zu einer ungewollten „Ausblendung“ der pleuraständigen Nachbarläsion (orangefarbener Pfeil), die in (b) bei opakem Brustwandbereich deutlich zu erkennen ist.

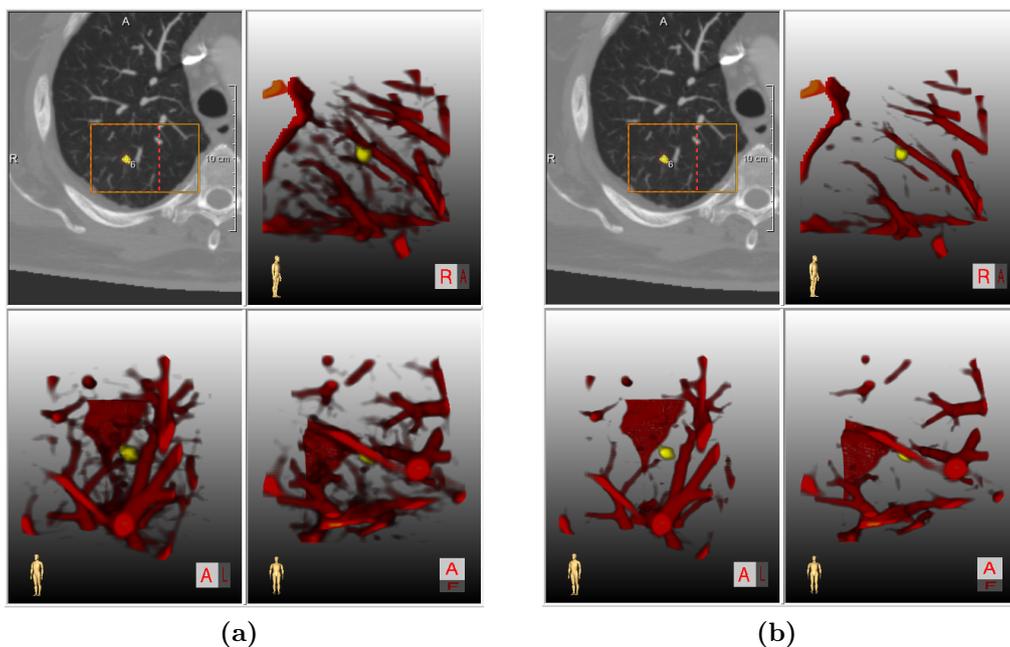


Abbildung 6.3: Einfluss der Transparenz-Einstellung des Lungenparenchyms auf die 3D-Visualisierung. (a) Der Transparenzschwellwert $s=85\% = -759$ HU ist zu niedrig, sodass viele Parenchymvoxel und kleine Gefäße die Sicht auf die Läsion behindern. In (b) ist der Schwellwert $s=95\% = -596$ HU dagegen zu hoch, sodass zwar das Parenchymgewebe stark ausgeblendet wird, aber auch kleine Gefäße mit geringer Signalintensität unterdrückt werden.

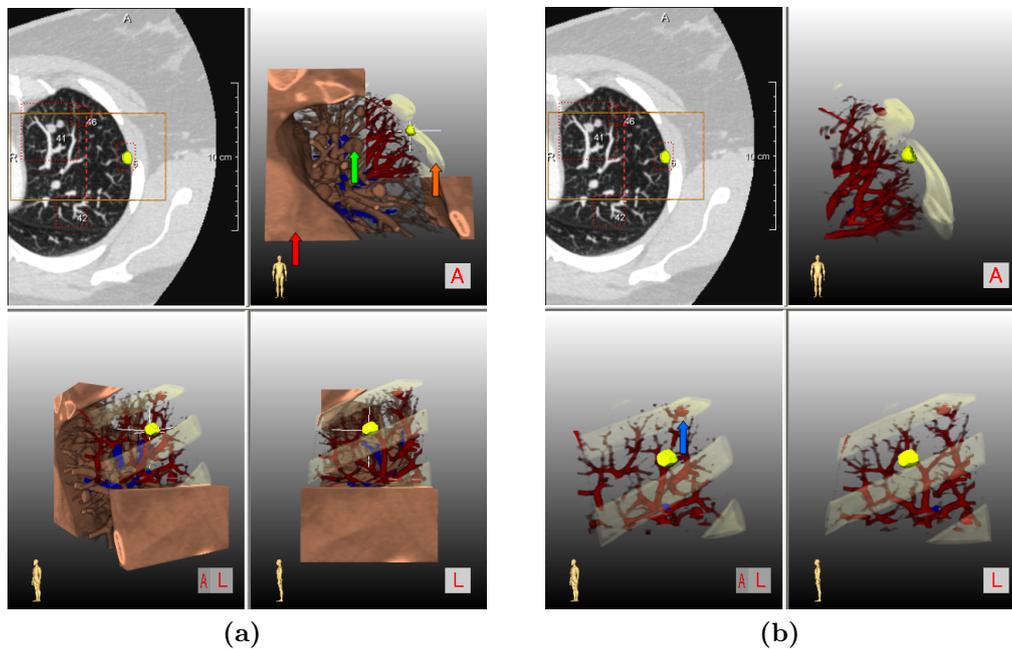


Abbildung 6.4: Vorteil der automatischen Kamerapositionierung und der Semi-Transparenz der Rippen. Drei optimale Ansichten der 3D-Szene gewährleisten die Sichtbarkeit und Beurteilung der Läsion bei gleichzeitiger Darstellung der Kontextstrukturen. Blutgefäße und Bronchien, Herz (roter Pfeil), Nachbarläsionen (grüner und blauer Pfeil) sowie die Rippen (orangefarbener Pfeil) werden in dem großen Volumenausschnitt (a) und in dem lokalen VOI der Läsion (b) dargestellt.

zur Brustwand. Diese Lokalisation erfordert eine optimale Kamerapositionierung und geeignete Transparenzeffekte, da die Läsion rechtsseitig vom Herz und linksseitig von der Brustwand und den Rippen (orangefarbener Pfeil) verdeckt wird. Für diese Läsion wurden automatisch die drei optimalen Ansichten berechnet, wobei die 3D-Darstellung oben rechts die beste ist (Ansicht frontal von vorne). Die zweitbeste Sicht auf die 3D-Szene ist eine um 60° sagittal rotierte Ansicht (unten links), während die drittbeste Sicht orthogonal zur erstbesten Kameraposition ist und einen Blick von links auf die Läsion ermöglicht (unten rechts). In Abb. 6.4a wird der größere Volumenausschnitt VOI_{HL} präsentiert, während in Abb. 6.4b der lokale, kleinere Ausschnitt VOI_{L} derselben Läsion zu sehen ist. Der segmentierte Rundherd kann durch die transparente Brustwand hindurch betrachtet werden. Der Verlauf der Blutgefäße und Bronchien kann in diesen Kameraeinstellungen eingeschätzt werden, wobei die semi-transparente Rippendarstellung die Sichtbarkeit der Kontextstrukturen unterstützt. Weitere in dem Volumenausschnitt liegende Rundherde (grüner Pfeil) sind sowohl in dem VOI_{HL} in der frontalen Ansicht, als auch in dem kleineren VOI_{L} aus seitlicher Orientierung durch die Rippen hindurch zu sehen (blauer Pfeil). Sie können damit in den Prozess der Operationsplanung einbezogen werden.

7 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war es, ein Visualisierungskonzept zu entwickeln, mit dem Segmentierungen von Lungenläsionen schnell und effizient beurteilt werden können. Das Verfahren soll dazu dienen, das von FME genutzte CAD-System zu evaluieren und dabei helfen, die automatische Detektion von Lungenrundherden zu verbessern. Weiterhin soll das Konzept die Operationsplanung von Lungenmetastasen fördern, indem die Läsionen mit geeigneten Visualisierungstechniken dargestellt werden und somit Aussagen über die Morphologie und die Lagebeziehung der Strukturen möglich sind. Um die Visualisierungen der Läsionen beurteilen zu können, sollte ein Web Interface entwickelt werden, welches vielfältige Eingabelemente für die Bewertung der Darstellungen bietet.

In dem ersten Teil dieser Arbeit wurden die medizinischen Grundlagen für die Entwicklung eines Visualisierungskonzeptes für Lungenläsionen dargelegt. Dabei wurden die medizinischen Aspekte, wie die Anatomie der Lunge, Lungenmetastasen und das Bronchialkarzinom, als auch die Bildgebung in der Thoraxdiagnostik und die Detektion und Segmentierung von Lungenläsionen beschrieben.

Der zweite Teil der Arbeit befasst sich mit der interaktiven Visualisierung in medizinischen Darstellungen. Dabei sind Verfahren der Volumenvisualisierung und deren Anwendung in dem Konzept beschrieben worden. Die Schwerpunkte dieses Kapitels liegen bei den Hervorhebungstechniken in 3D-Visualisierungen und den Grundprinzipien im User Interface Design.

Vor allem die Techniken zur Hervorhebung von Strukturen in dreidimensionalen medizinischen Darstellungen und die Gestaltungsgrundlagen für eine (webbasierte) Benutzerschnittstelle wurden im dritten Teil der Arbeit berücksichtigt und umgesetzt. Es wurde eine umfangreiche Analyse durchgeführt, in der aus den Fragestellungen der Thorax-Radiologie und -Chirurgie die Anforderungen an das Visualisierungskonzept herausgearbeitet wurden. Daraufhin erfolgte eine Beschreibung des Konzept-Aufbaus und der einzelnen Visualisierungsschritte. Die vier Abschnitte des Konzeptes vom Einlesen der Daten, der Verarbeitung und Visualisierung bis hin zur Ausgabe der Daten wurden im Detail beschrieben. Um anatomische Kontextinformationen in die Darstellung einer Lungenläsion zu integrieren, wurde der Hilus als charakteristischer Punkt in der Lunge ausgewählt. Es wurde gezeigt, wie die in der Hilusregion in die Lungen führenden Gefäße in die Visualisierung einbezogen werden und welche Herausforderungen bei der 3D-Sichtpunktanalyse auftreten können. Um Verdeckungen in der dreidimensionalen Darstellung zu verhindern, wurde ein automatisches System zur Ermittlung mehrerer optimaler Kamerapositionen unter Berücksichtigung von Vorzugsblickwinkeln entwickelt. Verschiedene Hervorhebungstechniken, wie Farb- und Transparenzeffekte wurden diskutiert und in das Verfahren integriert.

Ein großer Anteil dieser Arbeit beschäftigte sich mit dem Entwurf und der Implementierung einer leicht bedienbaren Benutzeroberfläche und eines sinnvoll strukturierten und leicht anpassbaren Web Interfaces für die Evaluierung der Läsionen. Dabei wurde erläutert, welche allgemeinen Gestaltungsprinzipien im User Interface Design zu beachten sind und welche speziellen Kriterien für webbasierte Benutzerschnittstellen gelten. Ausgehend von der Diskussion einiger User-Interface-Entwürfe erfolgte die Entwicklung einer Benutzeroberfläche, mit der es dem Anwender möglich ist, die umfangreichen Visualisierungsmaßnahmen vorzunehmen und seinen Wünschen entsprechend anzupassen. Das Web Interface wurde so konzipiert, dass es den Anforderungen für die Evaluierung von Lungenrundherden gerecht wird.

Der letzte Teil der Arbeit stellt die Ergebnisse des Visualisierungskonzeptes und dessen Vor- und Nachteile anhand von Beispielabbildungen dar. Die verschiedenen Parametereinstellungen und deren Einfluss auf die Visualisierungsqualität werden dabei deutlich.

7.1 Weiterführende Ansätze und Verbesserungsvorschläge

Einige Problemstellungen konnten mit dem Visualisierungskonzept nicht vollständig gelöst werden. Diese ungeklärten Fragen werden im Folgenden aufgegriffen und Verbesserungsvorschläge genannt.

Visualisierung

Das Hauptproblem bei der Visualisierung einer Lungenläsion liegt darin, die Struktur in der komplexen 3D-Szene vollständig sichtbar zu machen, visuell hervorzuheben und trotzdem ausreichend Kontextdaten anzuzeigen. Vor allem sehr kleine Rundherde sind in der 3D-Darstellung oft nur schwer erkennbar, da sie von anderen größeren Strukturen, wie z. B. der Leber, entweder überdeckt werden oder sich nicht ausreichend von ihnen abheben. Die automatische Kamerapositionierung liefert zwar die bestmöglichen Ansichten auf die 3D-Szene, jedoch unterscheiden sich die Darstellungen nur sehr geringfügig. Auf der einen Seite sollten möglichst viele Voxel der Zielstruktur zu sehen sein und ähnliche Kamerapositionen gewählt werden, damit die räumliche Orientierung unterstützt wird. Andererseits würden unterschiedliche (z. B. um 90° verschiedene) Ansichten dem Radiologen oder Chirurgen mehr Informationen über Lagebeziehungen der Läsion und umgebender Gefäße geben. Vorstellbar wäre die Einführung eines adaptiven Schwellwertes für die Kamerapositionierung. Dieser könnte dazu beitragen, dass auch orthogonale Ansichten präsentiert werden, die zwar keine optimale Sichtbarkeit des Zielobjektes gewährleisten, dafür aber die Läsion und den Kontext aus einer anderen Perspektive zeigen. Sollten die in dem Raycasting-Prozess detektierten Pixel über einem Minimum-Schwellwert liegen, wird die orthogonale Ansicht präsentiert, falls der

Wert darunter liegt, könnten iterativ (z. B. in 30°-Schritten) die dazwischen liegenden Kamerapositionen untersucht werden.

Neben einer Anpassung des Algorithmus für die Kamerapositionierung, wäre das Einbringen weiterer Informationen über anatomische Strukturen im Thoraxbereich vorteilhaft. Beispielsweise würde das Wissen über Lage und Abgrenzung der Leber, des Herzes und der Milz dabei helfen, die Sichtbarkeit der Läsion zu steigern. Die Organe könnten in einem vorverarbeitendem Schritt segmentiert und daraufhin in der 3D-Visualisierung vollständig ausgeblendet oder semi-transparent angezeigt werden. Eine Möglichkeit wäre ein hybrides Visualisierungsverfahren, bei dem Oberflächen, Linien und Volumendaten für die Unterscheidung zwischen Fokus- und Kontextobjekten eingesetzt werden. Solch ein Verfahren wurde in [TIP05] umgesetzt. Die Strukturen mit besonderer Bedeutung („Fokus“) werden dabei als opake Oberflächen visualisiert und gegenüber anderen Strukturen („Kontext“) hervorgehoben, indem die Kontextobjekte lediglich als Silhouetten zu sehen sind. Der Nachteil dieses Vorgehens wäre jedoch, dass zeitaufwändige Vorverarbeitungen für die Separation der Organe nötig wären.

Neben einer ausführlichen Datenbasis der Organe innerhalb des Thorax, wäre eine präzise Abbildung der Blutgefäße und Bronchien hilfreich. Hierbei wäre es von Vorteil, einen möglichst schnellen und genauen Segmentierungsalgorithmus für Blutgefäße in das Konzept zu integrieren. Damit wäre es möglich, die Gefäße vollständig und idealerweise nach Arterien und Venen getrennt, abzubilden. Der Chirurg könnte damit exakte Aussagen über Lageverhältnisse und Versorgungsgebiete treffen. Aus Performance-Gründen und in Hinblick auf die Echtzeitfähigkeit wurde auf ein solches Verfahren verzichtet und stattdessen die Original-Grauwerte der Gefäße als Datenbasis genutzt und mit Transferfunktionen entsprechend eingefärbt bzw. transparent gesetzt.

Die Interaktivität des Verfahrens kann noch gesteigert werden, wenn der Volumenausschnitt der Läsion manuell vom Benutzer verändert werden könnte, um somit bestimmte Strukturen aus der Visualisierung auszuschließen oder einzubeziehen. Vorstellbar sind dabei Bounding Boxes, die vom Benutzer mit der Maus vergrößert oder verkleinert werden können.

Ein Schwachpunkt des Verfahrens ist die Visualisierung von Nachbarläsionen in der Umgebung einer Fokalläsion. Diese für die chirurgische Intervention wichtigen Strukturen werden in der vorliegenden Implementierung zwar als Kontext abgebildet, jedoch unterscheiden sie sich farblich nicht von den Blutgefäßen. Ein weiterer Schwachpunkt liegt darin, dass die Nachbarläsionen bei Kontakt zur Brustwand fälschlicherweise transparent gesetzt werden und damit nicht in der 3D-Visualisierung zu sehen sind. Hilfreich wäre in diesen Fällen eine Vorabsegmentierung aller im Datensatz vorkommenden Läsionen und im Anschluss daran die Generierung eines Labelbildes mit den Segmentierungsmasken aller Rundherde. Dieses Labelbild könnte dazu verwendet werden, die segmentierten Nachbarläsionen in die Visualisierung einzubeziehen und sie farblich von den anderen Kontextelementen zu unterscheiden. Die 3D-Segmentierungsmasken könnten des Weite-

ren in ein globales Volumenrendering der Lunge integriert werden, um eine Übersichtsvisualisierung aller Lungenläsionen und der Leitstrukturen zu erhalten.

Web Interface

Die Interaktionsmöglichkeiten sind der Hauptkritikpunkt an dem Web Interface. Ein im Umgang mit medizinischen 3D-Visualisierungen erfahrener Anwender wünscht sich eine Rotationsmöglichkeit der Szene. Die Darstellung von medizinischen Strukturen in Schichtendarstellung impliziert bei dem Anwender den Wunsch nach der Fensterung der zu sehenden Grauwerte. Aufgrund der statischen Bilder in Form von Screenshots kann dieses Vorhaben mit dem Web Interface nicht vollständig unterstützt werden. Um dem Anwender jedoch möglichst viele Informationen bereit zu stellen, werden ihm mehrere 3D-Visualisierungen in zwei Detailgraden gezeigt. Ein möglicher Verbesserungsansatz besteht darin, dem Benutzer noch mehr Darstellungen aus anderen Kameraperspektiven oder mit anderen Parametrisierungen anzubieten. Vorstellbar sind Screenshots, die die Läsion aus mehreren Winkeln und unterschiedlichen Orientierungen zeigen. Die Bilder könnten mit einem Klick angezeigt und weitergeschaltet werden, sodass sukzessive ein „3D-Eindruck“ bei dem Benutzer entsteht und die Beurteilung der Läsion damit möglicherweise unterstützt wird. Es ist zu untersuchen, ob der höhere Interaktions- und damit Zeitaufwand und der größere Verbrauch von Speicherressourcen des Web-Servers gerechtfertigt sind, um dem Benutzer noch mehr sinnvolle Visualisierungen anbieten zu können.

Der Vorteil der Weboberfläche liegt darin, dass sie aufgrund des modularen Aufbaus einfach angepasst und erweitert werden kann. Daraus ergibt sich die Möglichkeit, das Web Interface auch für die Evaluierung anderer Visualisierungen einzusetzen. Beispielsweise wäre eine Bewertung von Resektionsebenen für die Planung einer Leber-Tumoroperation vorstellbar. Die Aufgabe des Chirurgen könnte sein, die von einem Algorithmus generierten Resektionsflächen in 2D und 3D anzuzeigen und mit Hilfe des (angepassten) Web Interfaces zu bewerten, um somit die Qualität des Verfahrens einzuschätzen.

7.2 Resumé

Lungenkrebs gehört zu den häufigsten Lungenerkrankungen und ist in vielen Fällen tödlich. Mit dieser Arbeit wurde ein Beitrag zur Unterstützung der Detektion, Diagnose und Operationsplanung von Lungenläsionen geleistet. Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Verfahren liefert gute Ergebnisse, die jedoch in einem weiteren Prozess umfassend evaluiert werden müssen. Die vielfältigen Möglichkeiten der weiterführenden Entwicklung können genutzt werden, um die Qualität des Verfahrens zu verbessern und dazu beizutragen, dass Lungenmetastasen frühzeitig erkannt und entsprechend behandelt werden können.

Literaturverzeichnis

- [Bun09] BUNDESAMT FÜR SICHERHEIT IN DER INFORMATIONSTECHNIK (BSI): *Maßnahmenkatalog und Best Practices für die Sicherheit von Webanwendungen*. Version: 2009. https://www.bsi.bund.de/cae/servlet/contentblob/476464/publicationFile/30642/WebSec_pdf.pdf, Abruf: 22.12.2009
- [Ecl09] ECLIPSE FOUNDATION, INC.: *Eclipse IDE Framework*. Version: 2009. <http://www.eclipse.org>, Abruf: 22.12.2009
- [HBH03] HADWIGER, M. ; BERGER, C. ; HAUSER, H.: High-Quality Two-Level Volume Rendering of Segmented Data Sets on Consumer Graphics Hardware. In: *Proc. of IEEE Visualization*, 2003, S. 301–308
- [HLP03] HAHN, Horst K. ; LINK, Florian ; PEITGEN, Heinz-Otto: Concepts for Rapid Application Prototyping in Medical Image Analysis and Visualization. In: *SimVis* (2003), S. 283–298
- [Hof08] HOFFMANN, Manuela: *Modernes Webdesign*. Galileo Press GmbH, 2008
- [KDB⁺06] KUHNIGK, Jan-Martin ; DICKEN, Volker ; BORNEMANN, Lars ; BAKAI, A. ; WORMANN, Dag ; KRASS, Stefan ; PEITGEN, Heinz-Otto: Morphological segmentation and partial volume analysis for volumetry of solid pulmonary lesions in thoracic CT scans. In: *IEEE Trans. Med. Imaging* 25 (2006), Nr. 4, S. 417–434
- [Kru04] KRUG, Barbara (Hrsg.): *Thoraxdiagnostik*. 1. Thieme, Stuttgart, 2004
- [KWW94] KONIETZKO, Nikolaus ; WENDEL, H. ; WIESNER, B.: *Erkrankungen der Lunge*. 1., 995. Gruyter, 1994
- [LC87] LORENSEN, William E. ; CLINE, Harvey E.: Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. In: *SIGGRAPH 87: Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques* (1987), S. 163–169
- [Li07] LI, Qiang: Recent progress in computer-aided diagnosis of lung nodules on thin-section CT. In: *Computerized Medical Imaging and Graphics* 31 (2007), Nr. 4, S. 248–257
- [LL94] LACROUTE, Philippe ; LEVOY, Marc: Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation. In: *Computer Graphics*

- (1994), Nr. 28, S. 451–458
- [LN08] LORANGER, Hoa ; NIELSEN, Jakob: *Web Usability*. Addison Wesley Verlag, 2008
- [LS96] LÖRCHER, Ulrich ; SCHMIDT, Helga: *HR-CT der Lunge*. Thieme, Stuttgart, 1996
- [MKBP08] MOLTZ, Jan H. ; KUHNIGK, Jan-Martin ; BORNEMANN, Lars ; PEITGEN, Heinz-Otto: Segmentation of Juxtapleural Lung Nodules in CT Scans Based on Ellipsoid Approximation. In: *Proc. First International Workshop on Pulmonary Image Analysis* (2008), S. 25–32
- [Nor88] NORMAN, Donald A.: *The Psychology Of Everyday Things*. Basic Books, 1988
- [Nor91] NORMAN, K.: *The psychology of menu-selection: Designing Cognitive Control at the Human Computer Interface*. Ablex, 1991
- [Ohn09a] OHNE AUTOR: *PHPEclipse - PHP-Plugin für das Eclipse IDE Framework*. Version: 2009. <http://www.phpeclipse.com>, Abruf: 22.12.2009
- [Ohn09b] OHNE AUTOR: *phpMyAdmin*. Version: 2009. <http://www.phpmyadmin.net>, Abruf: 22.12.2009
- [PB07] PREIM, Bernhard ; BARTZ, Dirk: *Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Applications (The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics)*. 1. Morgan Kaufmann, 2007
- [PR02] PREIM, Bernhard ; RITTER, Felix: Techniken zur interaktiven Hervorhebung von Objekten in medizinischen 3d-Visualisierungen. In: *SimVis*, 2002, S. 187–200
- [Pre99] PREIM, Bernhard: *Entwicklung interaktiver Systeme: Grundlagen, Fallbeispiele und innovative Anwendungsfelder*. 1. Springer, 1999
- [PRS97] PREIM, Bernhard ; RAAB, Andreas ; STROTHOTTE, Thomas: Coherent zooming of illustrations with 3D-graphics and text. In: *Proceedings of the conference on Graphics interface '97*, Canadian Information Processing Society, 1997, S. 105–113
- [RBS08] RAETHER-BUSCHAM, Kristine ; SCHÄFFLER, Arne: *Lungenkrebs*. Version: 30.09.2008. <http://www.gesundheit-heute.de/gh/ebene3.html?id=1531#17k20>, Abruf: 22.12.2009
- [Rob08] ROBERT KOCH INSTITUT: *Krebs in Deutschland. 2003-2004. Häufigkeiten und Trends*. Version: 2008. http://www.rki.de/cln_160/nn_203956/DE/

- Content/GBE/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsB/KID2008, templateId=raw,property=publicationFile.pdf/KID2008.pdf, Abruf: 22.12.2009
- [RS01] REZK-SALAMA, Christoph: Volume Rendering Techniques for General Purpose Graphics Hardware. (2001)
- [SBB⁺06] SCHIRREN, J. ; BÖLÜKBAS, S. ; BERGMANN, Th. ; BEQIRI, S. ; TRAINER, St.: Die chirurgische Therapie von Lungenmetastasen. In: *Hessisches Ärzteblatt* (2006), Mai
- [Sch01] SCHADE, P.: *Lexikon Medizin und Gesundheit (Neuausgabe)*. Serges Medien, 2001
- [SPCJ09] SHNEIDERMAN, Ben ; PLAISANT, Catherine ; COHEN, Maxine ; JACOBS, Steven: *Designing the User Interface: Strategies for Effective Human-Computer Interaction (5th Edition)*. 5. Addison Wesley, 2009
- [Sun09] SUN MICROSYSTEMS, INC.: *MySQL - Die populärste Open-Source-Datenbank der Welt*. Version: 2009. <http://www.mysql.de>, Abruf: 28.11.2009
- [SWE00] SPECKMANN, Erwin-Josef ; WITTKOWSKI, Werner ; ENKE, Axel: *Bau und Funktionen des menschlichen Körpers, Lehrbuch*. 19. Urban u. Fischer, 2000
- [Tho95] THOMAS, Carlos: *Grundlagen der klinischen Medizin, in 11 Bdn., Bd.3, Atmungsorgane: BD 3*. Schattauer, 1995
- [TIP05] TIETJEN, Christian ; ISENBERG, Tobias ; PREIM, Bernhard: Illustrative Rendering-Techniken für die medizinische Ausbildung und Therapieplanung. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, 2005, S. 282–286
- [Tön05] TÖNNIES, Klaus D.: *Grundlagen der Bildverarbeitung*. Pearson Studium, 2005
- [Wer39] WERTHEIMER, M.: Laws of Organization in Perceptual Forms. In: *Source Book of Gestalt Psychology*. Harcourt Brace, New York : W. D. Ellis, 1939
- [WG94] WERNECKE, Josie ; GROUP, Open Inventor A.: *The Inventor Mentor: Programming Object-Oriented 3D Graphics with Open Inventor, Release 2*. Addison-Wesley Professional, 1994
- [Wor09] WORLD WIDE WEB CONSORTIUM (W3C): *Standards for building and rendering web pages*. Version: 2009. <http://www.w3.org/>, Abruf: 22.12.2009
- [WW92] WATT, Alan ; WATT, M.: *Advanced Animation and Rendering Techniques*. Addison-Wesley Professional, 1992