

Vermessung von medizinischen Segmentierungen für die chirurgische Interventionsplanung und Dokumentation





Vermessung von medizinischen Segmentierungen für die chirurgische Interventionsplanung und Dokumentation

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

angenommen durch die Fakultät für Informatik
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von Dipl.-Inform. Ivo Rössling

geb. am 06.05.1980 in Magdeburg

Gutachterinnen/Gutachter

Prof. Dr.-Ing. Dipl.-Inf. Bernhard Preim

Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Ing. Thomas Deserno

Dr. techn. Dipl.-Math. Katja Bühler

Magdeburg, den 13.08.2016

Ehrenerklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; verwendete fremde und eigene Quellen sind als solche kenntlich gemacht. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Ich habe insbesondere nicht wissentlich:

- Ergebnisse erfunden oder widersprüchliche Ergebnisse verschwiegen,
- statistische Verfahren absichtlich missbraucht, um Daten in ungerechtfertigter Weise zu interpretieren,
- fremde Ergebnisse oder Veröffentlichungen plagiiert,
- fremde Forschungsergebnisse verzerrt wiedergegeben.

Mir ist bekannt, dass Verstöße gegen das Urheberrecht Unterlassungs- und Schadensersatzansprüche des Urhebers sowie eine strafrechtliche Ahndung durch die Strafverfolgungsbehörden begründen kann. Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form als Dissertation eingereicht und ist als Ganzes auch noch nicht veröffentlicht.

Magdeburg, den 13. August 2016

Ivo Rössling

Kurzfassung

Der Einsatz bildgebender Verfahren stellt eine Grundsäule der modernen chirurgischen Diagnostik und Therapieplanung dar. Nicht immer jedoch können aus der nativen visuellen Darstellung auch alle interventionell und therapeutisch relevanten *räumlichen* Maße ohne Weiteres erhoben werden.

Die vorliegende Dissertation geht der Frage nach, welche Maße hierbei besonders relevant sind und wie ihre automatische Bestimmung den Chirurgen in seiner Arbeit unterstützen kann. Hierzu wurde u. a. ein generisches Verfahren entwickelt, welches eine flexible und effiziente Berechnung einer Vielzahl relevanter Maße auf Basis von Segmentierungen ermöglicht und hierbei ein geometrisch exaktes Ergebnis garantiert.

Es wurde untersucht, wie räumliche Maße und Relationen dem Chirurgen idealerweise präsentiert werden sollten, und konkrete Visualisierungen für interaktive 3D-Szenen in chirurgischen Planungs-Systemen entwickelt.

Da jedoch nicht überall die Möglichkeit zur direkten Nutzung eines professionellen und leistungsfähigen Software-Systems besteht, wurden auch für Szenarien mit deutlich eingeschränkteren funktionellen Rahmenbedingungen effektive Lösungen für eine Maximierung der Aussagekraft erarbeitet, um insbesondere die Möglichkeiten der klinischen Dokumentation und Patientenaufklärung aufzuwerten.

Außerdem konnte die automatisierte Berechnung räumlicher Maße erfolgreich für eine (Teil-)Automatisierung von Segmentierungs- und Klassifikationsaufgaben sowie zur Entscheidungsunterstützung nachgenutzt werden.

Die insgesamt durchgeführten Untersuchungen und erarbeiteten Ansätze dienten jedoch nicht alleinigem Forschungsinteresse. Die gewonnenen Erkenntnisse und realisierten Konzepte flossen vielmehr auf effektive Weise in die Konzeption und Realisierung eines Software-Systems zur Interventionsplanung und Dokumentation für die HNO-Chirurgie ein, welches im Rahmen einer universitären Ausgründung bis zur Marktreife im klinischen Einsatz weiterentwickelt wurde. Als qualitatives Software-Produkt für die chirurgische Praxis begleitet der *Dornheim Tumor Therapy Manager* den HNO-Chirurgen entlang des klinischen Workflows und unterstützt ihn mit aussagekräftigen Visualisierungen, Datenintegration und Automatisierung bei seinen Entscheidungs- und Dokumentationsprozessen.

Danksagung

Zu Beginn möchte ich mich herzlichst bei meinem Betreuer und Doktorvater Prof. Dr. Bernhard Preim bedanken. Zunächst für das Selbstverständnis, mit dem er sich bereiterklärt hat, mich als externen Promovenden in den Kreis seiner Doktorkinder-Kandidaten aufgenommen zu haben. Mit dem stets latent umherschwebenden Risiko einer beruflich bedingten fortwährenden Aufschiebung aktiver Promotionstätigkeit hat er es verstanden, sich zu den richtigen Zeitpunkten dezent nach dem Stand der Dinge und der weiteren Planung zu erkundigen. Mit erfreulicher Hartnäckigkeit hat er sich meinen „sprachlichen Komplexen“ gestellt und mir dennoch mit beeindruckend geringer Latenz qualitatives Feedback gegeben. Mit seinen gezielten Fragen und Gedanken hat er mich gefördert und gefordert und zugleich mit einem gesunden Maß an Pragmatismus meinem doch hin und wieder aufkeimenden Hang zum Perfektionismus entgegengewirkt. Auf all diese Weise hat er maßgeblich dazu beigetragen, dass ich die Ziellinie am Ende doch erreichen sollte.

An zweiter Stelle möchte ich Lars und Jana Dornheim danken, die mich seinerzeit auf die spannende und verheißungsvolle Reise der Ausgründung ihres Unternehmens mitgenommen haben. Es kann wohl nicht jeder von sich behaupten, einer Arbeit nachgehen zu dürfen, die einen morgens mit Freude den Weg ins Büro antreten lässt und bei der man seine berufliche Zukunft maßgeblich gestalten kann. Ich hoffe, dass ich im Laufe der letzten Jahre meinen kleinen bescheidenen Teil zu Eurem Werk beitragen konnte. Und wo es am Anfang inhaltliche Synergieeffekte zwischen Arbeit und Forschung waren, die mir zu einem guten Start in mein Promotionsthema verhalfen, waren es am Ende die gewährten Freiräume und die Möglichkeit, neben Software und Infrastruktur auch einen Teil meiner Arbeitszeit zu nutzen, die mir letztlich den Abschluss ermöglichten.

Zugleich wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen ohne die richtigen medizinischen Partner an unserer Seite. Von allen Medizinern und Nicht-Medizinern am Universitätsklinikum Leipzig, mit denen ich in den letzten Jahren in engerem Kontakt war, gilt mein größter Dank OA Dr. Andreas Böhm, der die passenden chirurgischen Fragestellungen bereithielt, deren softwaretechnische Beantwortung einen wesentlichen Teil dieser Dissertation ausmacht. Weiterer Dank gilt aber auch Prof. Dr. Gero Strauß, mit dem ich selbst zwar persönlich wenig aktive Berührungspunkte hatte, der aber in seiner Eigenschaft als Leiter beider DFG-Projekte einen Grundstein gelegt hat, auf den manch spätere Arbeiten zurückgingen.

Peter Hahn möchte ich persönlich danken für die unzähligen gemeinsamen Entwicklungsstunden am *TumorTherapyManager* und Simon Adler ebenso wie Tobias Mönch für den äußerst konstruktiven Austausch in wissenschaftlicher aber auch promotionstechnischer Hinsicht. Konrad Mühler gilt mein Dank für die Bereitstellung seines *VisibilityDemonstrators*, aber vor allem für seine ausgezeichnete Zusammenstellung an L^AT_EX-Tipps, die er beim Erstellen seiner eigenen Dissertation gesammelt hat und seine Lösungen an spätere L^AT_EX-Jünger weitergegeben hat. Dem optischen Erscheinungsbild dieser Arbeit ist anzusehen, dass seine Tipps auf fruchtbaren Boden gefallen sind. (Muss ich Dein Blog dann jetzt in die Quellenangaben mit aufnehmen?!)

Dank gilt auch all meinen nicht zuvor bereits genannten Kollegen der Dornheim Medical Images GmbH, die auch wenn sie nicht direkt zum Gelingen meiner Dissertation beigetragen haben mögen, mir jedoch dafür im Gegenzug ein sehr angenehmes Arbeitsumfeld bieten. Nicht vergessen möchte ich aber auch Prof. Dr. Stefan Schirra, dem ich für vier tolle Jahre als wissenschaftlicher Mitarbeiter seiner Arbeitsgruppe danken möchte. Ich denke, dass so einiges, das er mir in dieser Zeit wissentlich oder unwissentlich vermittelt hat, wirklich hängen geblieben ist.

In keinster Weise aber wäre der Abschluss dieser Promotion möglich gewesen ohne die große Unterstützung aus meinem familiären Umfeld. Danken möchte ich meinen Eltern Wilfried und Marianne Rössling, meinen Schwiegereltern Christine und Edmund Fredersdorf sowie meiner Schwiegeroma Christa Zähle – nicht nur für die Bespaßung ihrer (Ur)Enkelin am allwöchentlichen Omi-Opi-Tag, sondern auch für die kleinen und großen Aufmerksamkeiten dann und wann – und vor allem die Möglichkeit, einfach mal abzuschalten. Meinen Eltern danke ich aber auch für meine wahrlich unbeschwerte Kindheit und Jugend und für all die folgenden Jahre, in denen sie mich zu dem geformt haben, der ich heute bin.

Mein größter Dank gilt aber Dir, liebste Katharina. Für all die Jahre, die wir nun schon zusammen sind, und die hoffentlich noch viel viel mehr Jahre, die noch folgen mögen. Für die Liebe, die Du mir gegeben und jeden einzelnen schönen Moment, den Du mir geschenkt hast. Danke, dass Du mir in diesen letzten Monaten dieser Dissertation mit all Deiner Ausdauer und Nachsicht den Rücken frei gehalten hast. Aber vor allem: Danke für diese beiden tollen Kinder, die Du mir geschenkt hast.

Dir, meine liebe Laura, danke ich für all die heiteren Momente in den letzten fünf Jahren und dafür, Dein „bester Papa der Welt“ sein zu dürfen. (Zumindest solange, bis ich Dir wieder mal etwas verbiete... ;-)) Ich kann Dir nur sagen: Du bist ebenso die tollste Tochter der Welt! Bleib neugierig auf alles und lerne schön – aber werd bitte nicht so schnell erwachsen!

Und Dir, mein lieber Johannes: Danke, dass auch Du in diesen ersten paar Monaten unser Leben schon so sehr bereicherst. Es macht mir so viel Freude, zu sehen, wie Du die große Welt für Dich entdeckst, und Dir die Hand zu halten, wenn Deine Schritte noch etwas wackelig sind. Willkommen in unserer Familie!

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|----|
| 1 Einführung | 1 |
| 1.1 Ziele und Fragestellungen | 3 |
| 1.2 Aufbau der Arbeit | 4 |
| 2 Medizinischer Kontext | 7 |
| 2.1 Räumliche Maße in verschiedenen Fachbereichen | 7 |
| 2.2 Vermessung in der Chirurgie | 14 |
| 2.3 Einsatzgebiet HNO-Chirurgie | 17 |
| 2.4 Klinisch-Chirurgischer Workflow | 22 |
| 2.5 Zusammenfassung | 26 |
| 3 Von der Bildakquise zum 3D-Modell | 27 |
| 3.1 Grundprinzip medizinischer Bildgebung | 27 |
| 3.2 Tomographische Bildgebung | 28 |
| 3.3 Aufsichts-, Projektions- & Oberflächenaufnahmen | 33 |
| 3.4 Segmentierung von Strukturen | 35 |
| 3.5 Repräsentation segmentierter Strukturen | 37 |
| 3.6 Genauigkeitsaspekte | 38 |
| 3.7 Zusammenfassung | 39 |
| 4 Automatische Berechnung abstandsbasierter Maße | 41 |
| 4.1 Vorarbeiten und verwandte Arbeiten | 42 |
| 4.2 Ziele und Rahmenbedingungen | 46 |
| 4.3 Ein ganzheitlicher Ansatz für effiziente und flexible Distanzmaße | 49 |
| 4.4 Klinisch relevante Anwendungen | 62 |
| 4.5 Umgang mit Ungenauigkeiten | 68 |
| 4.6 Evaluation | 69 |
| 4.7 Zusammenfassung und Schlussfolgerung | 75 |
| 5 (Interaktive) Visualisierung von Vermessungsergebnissen | 77 |
| 5.1 Verwandte Arbeiten | 78 |

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|---|-----|
| 5.2 | Interaktive Visualisierung von Abständen und Ausdehnungen in 3D-Szenen | 83 |
| 5.3 | Visualisierung dreidimensionaler Abstände in interaktiven 2D-Schichtbildern | 101 |
| 5.4 | Zusammenfassung | 109 |
| 6 | Bestimmung optimaler Ansichten auf räumliche Maße | 111 |
| 6.1 | Optimale Sichtpunkte für Strukturen und Strukturgruppen | 112 |
| 6.2 | Optimale Sichtpunkte für räumliche Maße | 115 |
| 6.3 | Live-Berechnung der Sichtbarkeits-Kennwerte für räumliche Maße zur Laufzeit | 120 |
| 6.4 | Ergebnisse | 122 |
| 6.5 | Mögliche Optimierung der Vorverarbeitung | 123 |
| 6.6 | Zusammenfassung und Ausblick | 125 |
| 7 | Unterstützung des chirurgischen Workflows | 127 |
| 7.1 | Einbeziehung anatom. Lagebeziehungen in der Segmentierung | 128 |
| 7.2 | Semantisches Tagging maligner Halsstrukturen | 134 |
| 7.3 | Dynamische Abstände für die chirurgische Exploration und Simulation | 145 |
| 7.4 | Entscheidungsunterstützung am Beispiel der TNM-Klassifikation | 153 |
| 7.5 | Zusammenfassung | 171 |
| 8 | Der Tumor Therapy Manager | 173 |
| 8.1 | Motivation | 174 |
| 8.2 | Projekt-Hintergrund | 175 |
| 8.3 | Abgrenzung des eigenen Beitrags | 178 |
| 8.4 | Anforderungsanalyse | 179 |
| 8.5 | Verwandte Arbeiten | 186 |
| 8.6 | Aufbau und Funktionsweise des TTM | 189 |
| 8.7 | Nutzen des TTM im chirurgischen Alltag | 206 |
| 8.8 | Anbindung an das Informationssystem OncoFlow | 209 |
| 8.9 | Zusammenfassung und Ausblick | 214 |
| 9 | Zusammenfassung & Ausblick | 217 |
| 9.1 | Zusammenfassung inhaltlicher Ergebnisse | 217 |
| 9.2 | Kritische Anmerkungen und Ausblick | 219 |
| A | Fragebogen zur Studie zur Visualisierung von Abstandsmaßen | 221 |
| | Literaturverzeichnis | 225 |

1

Einführung

Für viele Bereiche der medizinischen Diagnostik und Therapieplanung spielt die Beurteilung anatomischer und pathologischer Strukturen eine tragende Rolle. Ein breites Spektrum an bildgebenden Verfahren unterstützt den Arzt, sich ein eingehendes Bild des vorliegenden Falles zu verschaffen. Nicht immer jedoch erlaubt die reine visuelle Darstellung dieser aufgenommenen Bilddaten bereits eine zuverlässige Einschätzung. Der Arzt benötigt dann zusätzliche quantitative Angaben, auf die er sein weiteres Vorgehen stützen kann. Diese sind essentiell für Diagnose und Klassifikation von Krankheiten, für das Fällen von Therapieentscheidungen und nicht zuletzt auch für die Dokumentation und Verlaufskontrolle.

Die meisten dieser Maße haben einen räumlichen bzw. *spatialen*¹ Charakter. Einen besonderen Stellenwert besitzen räumliche Maße vor allem in der Chirurgie sowie den interventionellen Teilgebieten anderer medizinischer Disziplinen. Jede Operation stellt für den Patienten grundsätzlich eine Belastung dar, welche je nach Art des Eingriffs enorm sein kann. Gerade bei anspruchsvollen Planungsszenarien können genaue Größenangaben hier eine ausschlaggebende Rolle spielen. So können Volumen oder Ausdehnung eines Tumors, Abstände zu Risikostrukturen oder das Restlumen einer Engstelle (*Stenose*) grundlegend über Art und Radikalität des Eingriffs oder allein schon die Therapierbarkeit an sich entscheiden.

Eine zu optimistische präoperative Einschätzung kann jedoch dazu führen, dass sich während des Eingriffs ein kritischeres Bild des Patientensitus darstellt und die Operationsstrategie binnen kürzester Zeit teils radikal angepasst oder der Eingriff unter den gegebenen Umständen nicht bzw. nur teilweise umgesetzt werden kann. Bisweilen werden zusätzliche Operationen durchgeführt, die unter Umständen hätten vermieden werden können. Im Gegensatz dazu kann eine zu konservative

¹Dieser vor allem im Geoinformationswesen aber auch in der Medizin, insbesondere der (Wahrnehmungs-)Psychologie, verwendete Fachbegriff bedeutet „räumlich“ [Krämer 2005]. Entsprechend synonym wollen wir ihn auch im Rahmen dieser Dissertation verwenden.

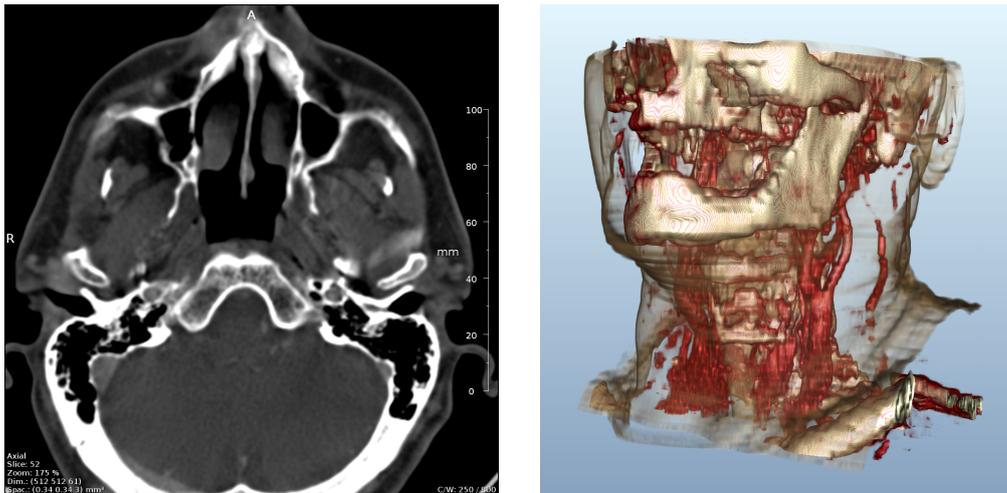


Abbildung 1.1: Darstellung eines CT-Datensatzes als Schichtbild (*links*) sowie als Direktes Volumen-Rendering (*rechts*).

präoperative Einschätzung dazu führen, dass eine radikalere Operationsstrategie verfolgt wird, als notwendig wäre. Neben einem schwerwiegenden Eingriff selbst kann dies vor allem funktionale Einschränkungen zur Folge haben, die teils erheblich sein können und in diesem Umfang ggf. vermeidbar wären.

Darüber hinaus stehen für den Chirurgen im Rahmen der Interventionsplanung weitere Aspekte im Fokus. So muss er mögliche Zugangswege gegeneinander abwägen, den Verlauf von Resektionen ausarbeiten oder auch das genaue Einbringen von Implantaten planen. Für viele seiner Entscheidungen muss er die räumlichen Verhältnisse der involvierten anatomischen und pathologischen Strukturen näher beurteilen. Dabei stellen bildgebende Verfahren wie CT und MRT, die die untersuchte Region als Volumen rekonstruieren, einen informationellen Mehrwert dar. Deren Auflösung und Qualität haben sich in den letzten Jahren erheblich verbessert. So ist es heute grundsätzlich möglich, auch dementsprechend qualitativ hochwertige Maße aus diesen Aufnahmen zu gewinnen.

Die meisten chirurgischen Eingriffe werden jedoch noch immer auf Basis einer nativen 2D-Schichtdarstellung oder eines einfachen Volumenrenderings dieser Aufnahmen geplant. Eine möglichst genaue manuelle Erhebung konkreter räumlicher 3D-Maße in diesen Darstellungen ist, sofern überhaupt möglich, äußerst aufwändig und fehlerbehaftet. Noch immer bestimmen Mediziner die benötigten Werte daher zumeist von Hand innerhalb singulärer Schichten unter Vernachlässigung oder Schätzung der dritten Dimension. Die Güte der auf diese Weise ermittelten Werte fällt in diesem Zuge der festen Orientierung sowie der zusätzlich ungenauen, meist intuitiven Wahl der Endpunkte zum Opfer. Ein entsprechendes Beispiel aus der klinischen Praxis wird in [Abbildung 2.8](#) des nachfolgenden Kapitels präsentiert. Der Arzt bestimmte hierbei die größte Ausdehnung eines Tumors in einer CT-Schicht mit 24 mm, wohingegen die dreidimensionale Ausdehnung mit 37 mm über 50% größer war.

Basierend auf einer Segmentierung der relevanten Strukturen kann letztlich aber auch eine Vielzahl relevanter räumlicher Maße über die Strukturen selbst und ihre relativen Lagebeziehungen zueinander vollautomatisch ermittelt werden. Dies schafft Sicherheit, Objektivität und Reproduzierbarkeit auf Basis des bereits zuvor eingebrachten semantischen Expertenwissens. Trotz ihres Potentials schien die Thematik der automatischen Vermessung segmentierter Strukturen jedoch in der Literatur der medizinischen Bildverarbeitung in der Vergangenheit noch stark unterrepräsentiert.

Beides zusammen stellte eine starke Motivation dar, die automatisierte Ermittlung chirurgisch relevanter räumlicher Maße und die sich daraus ergebenden Möglichkeiten für die chirurgische Therapieplanung und die klinische Dokumentation zum Gegenstand eingehender Forschungstätigkeiten zu machen. Diese und die aus ihnen resultierenden Ergebnisse bilden die wissenschaftliche Grundlage der vorliegenden Dissertation und sollen uns in den nachfolgenden Kapiteln als Orientierung dienen.

1.1 Ziele und Fragestellungen

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung neuer ebenso wie die gezielte Kombination vorhandener Techniken zur Unterstützung des Chirurgen² bei der Quantifizierung, Beurteilung, Dokumentation und semantischen Verwertung räumlicher Verhältnisse im Patientensitus. Das Hauptaugenmerk gilt hier vor allem abstands- und lagebasierten Maßen für anatomische und pathologische Strukturen auf Basis ihrer aus den Bilddaten gewonnenen Segmentierungen.

Im Fokus steht dabei der Chirurg als Hauptnutzer. An seinen Fragestellungen und Anforderungen orientieren sich die Entwicklungen und Untersuchungen in entscheidendem Maße. Die genaue Art und das Ausmaß des Bedarfs ergibt sich zumeist jedoch erst aus der konkreten Konstellation und kann je nach Art des operativen Eingriffs variieren.

Als wesentliches Kriterium soll uns vor allem der praktische Nutzen im klinischen Alltag dienen. Dabei wird bewusst und in zweifacher Hinsicht das Pareto-Prinzip verfolgt: Zum Einen sollen Ansätze derart entwickelt werden, dass sie nicht nur ein individuelles Problem in einem ganz spezifischen Anwendungsszenario adressieren, sondern möglichst vielfältig einsetzbar oder auf ähnliche Problemstellungen in weiteren Szenarien leicht übertragbar sind. Zum Anderen soll die Arbeit sich auch weniger auf einen kleinen wohldefinierten Ausschnitt der klinischen Routine beschränken und diesen in all seinen Detailspekten bearbeiten. Vielmehr werden entlang des chirurgischen Workflows unterschiedliche Problemstellungen herausgegriffen, deren Adressierung im jeweiligen Kontext einen entsprechenden Nutzen mit im besten Falle zusätzlicher Hebelwirkung verspricht.

²Im weiteren Verlauf dieser Dissertation wollen wir, soweit nicht anders dargelegt, unter *Chirurgie* bzw. *chirurgisch* vereinfachend sämtliche Spezialisierungen im operativen Bereich subsumieren, also auch operativ tätige HNO-Ärzte, Urologen, Gynäkologen, Orthopäden, etc.

Insgesamt wird Wert darauf gelegt, die entwickelten Lösungen über den Rahmen einer eher theoretischen Untersuchung oder prototypischen Umsetzung hinaus möglichst konsequent bis in die klinische Praxis fortzuführen. Folglich soll uns neben den beiden Fragen „*Was ist technisch möglich?*“ und „*Was ist aus wissenschaftlicher/medizinischer Sicht von besonderem Interesse?*“ vor allem auch stets die Frage begleiten: „*Welchen Wert hat das Verfahren für die klinische Praxis?*“.

Folgende weitere Fragestellungen sollen darüber hinaus im Fokus dieser Arbeit stehen und im Rahmen der nachfolgenden Kapitel erörtert werden:

- Welche räumlichen Maße und Lagebeziehungen sind aus medizinischer, vor allem chirurgischer Sicht grundsätzlich von besonderem Interesse?
- Für welche Rahmenbedingungen und Vermessungsaufgaben besteht dabei die Möglichkeit zur Automatisierung bzw. ist diese indiziert?
- Wie können diese Maße besonders effizient und auf möglichst einheitliche Weise auf Basis gegebener Segmentierungen der entsprechenden Strukturen berechnet werden?
- Welche Aspekte gilt es mit Blick auf die Ergebnisgenauigkeit bei der (vor allem geometrischen) Prozessierung medizinischer Bilddaten durch den Computer zu beachten und wie lassen sich diese adressieren?
- Auf welche Weise lassen sich durch eine automatische Berechnung dieser Werte chirurgische Planungs- und Entscheidungsprozesse unterstützen?
- Wie sollten zu diesem Zweck Messergebnisse in interaktiven 3D-Szenen software-gestützter Planungsumgebungen dem Chirurgen adäquat präsentiert werden?
- Wie sollten räumliche Maße und Relationen demgegenüber für den Einsatz außerhalb professioneller Planungssysteme (z. B. für Zwecke der klinischen Dokumentation und Patientenaufklärung) aufbereitet sein und welche erweiterten Möglichkeiten jenseits statischer Bilder gibt es hier?

1.2 Aufbau der Arbeit

Die vorliegende Arbeit ist in insgesamt 9 Kapitel unterteilt, welche sich in drei semantischen Einheiten aneinanderreihen. Der erste Teil ([Kapitel 1 bis 3](#)) führt in die Thematik ein und legt medizinische wie technische Grundlagen für die nachfolgenden Kapitel. Der zweite Teil ([Kapitel 4 bis 6](#)) befasst sich mit der Konzeption und Umsetzung einer automatisierten Berechnung räumlicher (Abstands-) Maße, sowie der Präsentation der ermittelten Messergebnisse. Der dritte Teil ([Kapitel 7 bis 9](#)) beleuchtet die praktischen Einsatzmöglichkeiten dieser Techniken. Neben ausgewählten Beispielen zur punktuellen Computerunterstützung des klinischen Workflows wird ein Software-System für die HNO-chirurgische Interventionsplanung und Dokumentation vorgestellt, bevor die Arbeit mit einer Zusammenfassung und einem Ausblick auf mögliche zukünftige Themen schließt.

Konkret gestalten sich die weiteren Kapitel inhaltlich wie folgt:

Kapitel 2 bettet die Arbeit in ihren medizinischen Kontext ein. Zunächst wird in der Breite herausgearbeitet, welche räumlichen Maße und Lagebeziehungen über die verschiedensten Fachgebiete hinweg aus medizinischer Sicht besonders relevant sind. Anschließend wird ein näherer Einblick in die HNO-Chirurgie gegeben, die als Anwendungskontext im Mittelpunkt nachfolgender Betrachtungen liegen soll. Es wird analysiert, an welchen Stellen des klinischen Alltags räumliche Maße und Relationen eine Rolle spielen, im Kontext welcher (Teil-)Prozesse des chirurgischen Workflows sie erhoben und für Entscheidungen herangezogen werden und in welcher Form sich eine Computerunterstützung hier besonders anbietet.

Kapitel 3 widmet sich thematisch der Datengrundlage zur algorithmischen Verarbeitung medizinischer Bilddaten. Es wird ein Überblick gegeben, welche unterschiedlichen Arten von Modalitäten im Wesentlichen als Basis für räumliche Vermessungsaufgaben dienen können, und beschrieben, wie die entsprechenden Bilddaten und die aus ihnen gewonnenen dreidimensionalen Geometrien für ihre algorithmische Verarbeitung repräsentiert werden.

Kapitel 4 stellt den Hauptbeitrag der Dissertation dar. Die zuvor identifizierten räumlichen Maße von besonderem chirurgischen Interesse werden als mathematische Probleme über geometrischen Daten modelliert. Es wird auf verwandte Arbeiten der medizinischen Bildanalyse aber auch anderer Fachgebiete eingegangen, die sich mit einzelnen dieser Arten von Berechnungsaufgaben auseinandersetzen. Aufbauend auf dem Konzept spatialer Suchbäume werden anschließend die verschiedenen Berechnungsaufgaben zu einem einheitlichen Modell einer abstrakten räumlichen Suchanfrage formalisiert. Das daraus entwickelte generische Verfahren wird vorgestellt, welches eine effiziente Berechnung all dieser Maße erlaubt und zugleich ein geometrisch exaktes Ergebnis garantiert bzw. auf Wunsch auch eine abgeschwächte Form mit vorgegebener Mindestgenauigkeit ermöglicht. Das Verfahren wird anhand realer medizinischer Datensätze auf seine Effizienz hin evaluiert und in diesem Zuge auch mit einem anderen existierenden (jedoch weniger allgemeinen) Verfahren verglichen.

Kapitel 5 befasst sich mit der Visualisierung von Vermessungsergebnissen in einer interaktiven Szene anatomischer Strukturen. Es werden qualitative Kriterien für gute Visualisierungen postuliert und mit Blick auf selbige verschiedene herausgearbeitete Darstellungsparameter präsentiert, aus deren Kombination sich ein Spektrum an Visualisierungsvarianten ergibt. Abschließend werden die Ergebnisse einer durchgeführten Nutzerbefragung vorgestellt und diskutiert. Aus der Evaluation werden als Fazit bevorzugte Formen der Visualisierung für verschiedene Arten von Maßen abgeleitet.

Kapitel 6 ergänzt die Ausführungen zur Präsentation von Vermessungsergebnissen um den Aspekt der visuell günstigsten Betrachtungsperspektive. Ein

existierendes Verfahren zur Berechnung optimaler Sichtpunkte auf (á priori bekannte) anatomische Strukturen wird konzeptuell erweitert um die Möglichkeit seiner Anwendung auf erst zur Laufzeit ermittelte Vermessungsergebnisse.

Kapitel 7 befasst sich mit den Möglichkeiten einer computergestützten Verwertung der ermittelten räumlichen Maße und Relationen. Anhand ausgewählter Beispiele wird demonstriert, wie der Chirurg durch eine derartige Teilautomatisierung innerhalb und außerhalb des klinischen Workflows zusätzlich unterstützt werden kann. Neben der Einbeziehung anatomischer Größen und Lagebeziehungen in die Segmentierung und das semantische Tagging von Strukturen werden auch Einsatzmöglichkeiten im Bereich der Therapieplanung und Chirurgesimulation betrachtet. Als Hauptschwerpunkt des Kapitels wird am Beispiel der Tumor-Klassifikation einer möglichen Teilautomatisierung von Entscheidungsprozessen nachgegangen.

Kapitel 8 stellt ein Software-System zur Interventionsplanung und Dokumentation für die HNO-Chirurgie vor, zu dessen Konzeption und Realisierung ein maßgeblicher Beitrag geleistet wurde. Ein diesem zugrundeliegender Forschungs-Prototyp wurde im Rahmen einer universitären Ausgründung in ein qualitatives Software-Produkt für die chirurgische Praxis überführt, welches sich unter dem Namen *Tumor Therapy Manager* bereits seit mehreren Jahren im klinischen Einsatz bewährt. Wesentliches Merkmal dieses Software-Systems ist die zielgerichtete Unterstützung des HNO-Chirurgen entlang des klinischen Workflows mit aussagekräftigen Visualisierungen, Datenintegration und Automatisierung beim Entscheidungs- und Dokumentationsprozess. Im Rahmen der vorliegenden Dissertation wird dabei mit besonderem Fokus auf die durch dieses Software-System realisierte Einbeziehung von räumlichen Maßen und Relationen eingegangen.

Kapitel 9 fasst die Arbeit zusammen und setzt sich kritisch mit den Ergebnissen auseinander. Nach einem Fazit wird ein Ausblick auf weitere interessante Fragestellungen und mögliche zukünftige Entwicklungen gegeben.

Einige Ausführungen in dieser Arbeit sind durch zusätzliches elektronisches Begleitmaterial unterfüttert. Ein DVD-Symbol am Seitenrand weist auf diesen Sachverhalt hin und gibt die jeweilige Verzeichnisnummer auf der beiliegenden DVD an. Im Hinblick auf Literaturangaben werden zu deren leichter Unterscheidung [**Eigenzitate**] von [**Fremdzitate**] farblich differenziert. Darüber hinaus wird im Sinne der Sprachökonomie und besseren Lesbarkeit im Rahmen der vorliegenden Arbeit für Personen durchgehend das generische Maskulinum im geschlechtsneutralen Sinne verwendet.

2

Medizinischer Kontext

Dieses Kapitel soll den Leser in den medizinischen Kontext der vorliegenden Dissertation einführen. Zunächst wird in Abschnitt 2.1 beispielhaft herausgearbeitet, welche unterschiedlichen räumlichen Maße und Lagebeziehungen über die verschiedenen medizinischen Fachgebiete hinweg allgemein von Interesse sind, bevor in Abschnitt 2.2 konkreter auf Vermessungen in der Chirurgie eingegangen wird. Abschnitt 2.3 soll anschließend einen tieferen Einblick in die HNO-Chirurgie geben, die als konkretes Anwendungsgebiet den Hauptschwerpunkt für diese Dissertation darstellt. In Abschnitt 2.4 wird daraufhin der allgemeine klinische Workflow vorgestellt, den die HNO-Chirurgie in vergleichbarer Form auch mit anderen interventionellen Disziplinen teilt. Dabei wird teilweise bereits angeschnitten, an welchen Stellen des klinischen Alltags räumliche Maße und Relationen erhoben und für Entscheidungen herangezogen werden und in welcher Form sich eine Computerunterstützung hier anbieten könnte.

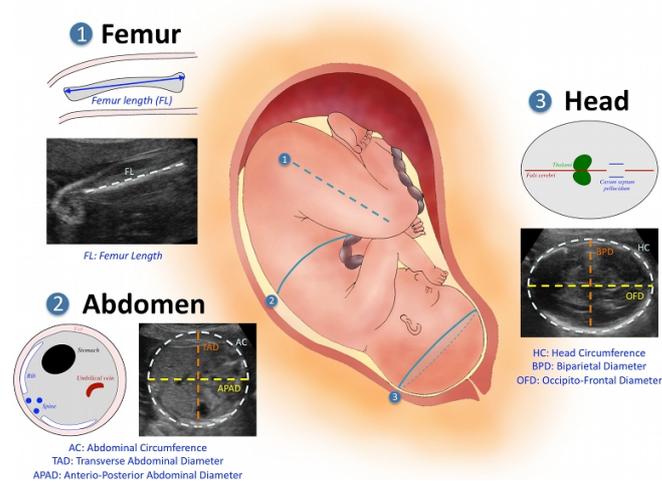
2.1 Räumliche Maße in verschiedenen Fachbereichen

Die Vermessung von Längen, Winkeln, Volumina und anderen räumlichen Größen spielt nicht nur in der Chirurgie eine wichtige Rolle. Der folgende Abschnitt soll daher einen selektiven Diskurs unternehmen und aus verschiedenen medizinischen Bereichen jenseits der Chirurgie eine diversifizierte Auswahl an derartigen Maßen zusammentragen. Die Ausführungen sollen ein Gefühl für die Breite des Spektrums an Anwendungsfällen vermitteln.

Pränataldiagnostik

Den denkbar „frühesten“ Anwendungsrahmen stellt wohl die pränatale Diagnostik dar. Als Teil des vorgeburtlichen Untersuchungskanons werden hier neben funktionalen und serologischen Untersuchungen auch Vermessungen von spezi-

Abbildung 2.1: Im Rahmen einer *Fetometrie* werden die aktuellen Größen für verschiedene aussagekräftige biome-trische Maße des Fötus erfasst. Die Illustration zeigt schematisch die Lage der wichtigsten dieser Maße. (Quelle: [Gad-gar und Shreedhara 2014]. © 2014 IEEE)



fischen Teilen der Körperanatomie durchgeführt, um den Entwicklungsstand des Fötus zu beurteilen aber auch Risikofaktoren, Krankheiten oder Fehlentwicklungen frühzeitig zu erkennen. So stellt die bereits zur Embryonalzeit ermittelbare *Scheitel-Steiß-Länge* (SSL, Abbildung 2.2) das zu diesem Zeitpunkt zuverlässigste Maß zur Feststellung des Gestationsalters dar [Sohn u. a. 2003]. Zudem liefert eine aktuelle Studie [Jaddoe u. a. 2014] Anhaltspunkte dafür, dass eine niedrige SSL im ersten Trimenon bereits auf potentielle kardiovaskuläre Risiken im späteren Kindesalter hindeuten könnte. Im weiteren Verlauf der Schwangerschaft sehen die routinemäßigen Untersuchungen eine noch eingehendere Ausmessung des Fötus vor. Im Zuge dieser *Fetometrie* (Abbildung 2.1) werden dann weitere Maße, wie *Kopfumfang*, *Biparietaler Durchmesser*¹, *Abdomen-* und *Thoraxumfang*, sowie *Femurlänge*² [Sohn u. a. 1998] erhoben, anhand derer auf Gewicht des Fötus aber auch eventuelle Dysmorphien wie z. B. Hydrocephalus geschlossen werden kann.



Abbildung 2.2: Messung der Scheitel-Steiß-Länge (engl.: Crown-Rump Length, CRL) im Ultraschallbild eines Fötus der 12. SSW (Quelle: [Wikimedia Commons #1]. © Dr. Wolfgang Moroder / CC-BY-SA-3.0).

¹Querdurchmesser des kindlichen Kopfes im Mutterleib
²Länge des Oberschenkelknochens

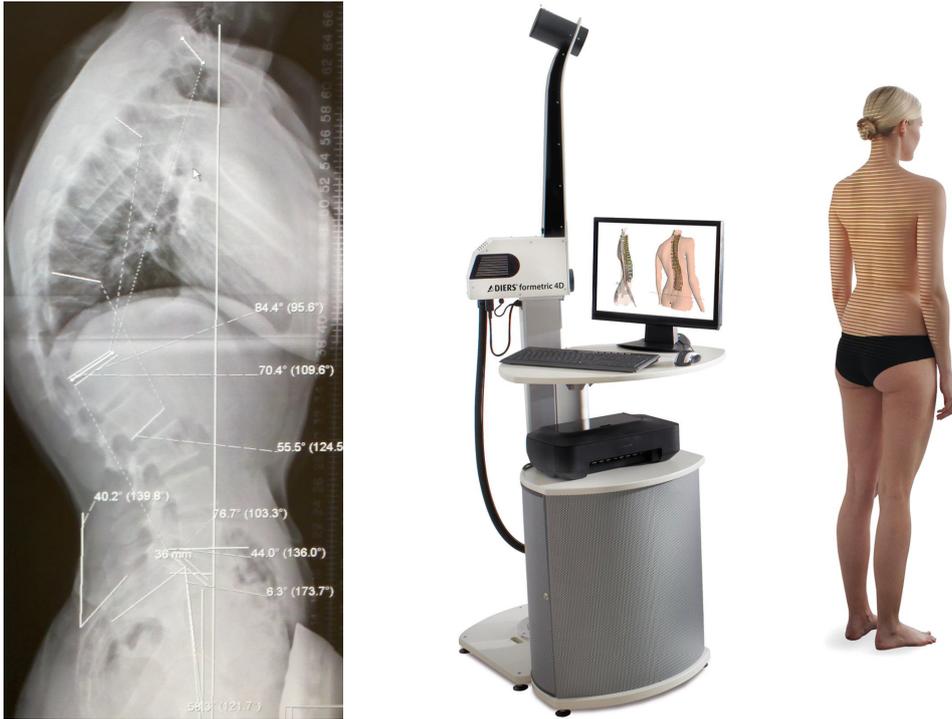


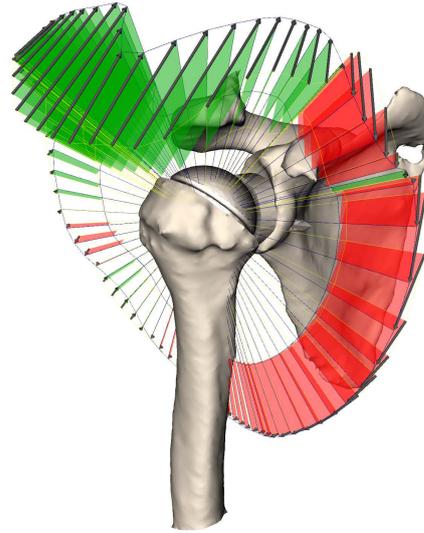
Abbildung 2.3: Links: Die sagittale Röntgenaufnahme eines 22-jährigen Mannes mit Morbus Scheuermann zeigt verschiedene Winkelmessungen sowie eine Kyphose mit Cobb-Winkel [Niethard und Pfeil 2005] von etwa 70° (Quelle: [Wikimedia Commons #2]). © Daniel McFadden / CC0-1.0). Rechts: Eine röntgenfreie Alternative der modernen Diagnostik und Therapie stellen lichtoptische Verfahren zur dreidimensionalen Wirbelsäulenvermessung auf Basis von Photogrammetrie [Rohlmann und Siraky 1985] oder Videorasterstereographie (VRS) [Frobin und Hierholzer 1991] dar. Die Abbildung zeigt das VRS-System DIERS formetric® 4D (Quelle: [Betsch u. a. 2015]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

Orthopädie

In der Orthopädie besteht das Hauptanwendungsgebiet in der Vermessung des Stütz- und Bewegungsapparates. Oftmals steht dabei konkret die Wirbelsäule im Fokus. Allein durch palpatorische Ermittlung partiell eingeschränkter Bewegungsspielräume in den Auslenkungswinkeln von Kopf, Rumpf und Extremitäten lassen sich bereits akute Blockaden einzelner Wirbel zueinander identifizieren und diese zielgerichtet behandeln. Funktionstests zur Beweglichkeit werden ferner bei der Diagnose und Schweregradbeurteilung von Krankheiten mit Versteifung der Wirbelsäule, wie z. B. Morbus Bechterew durchgeführt. Durch Anbringen paarweiser Hautmarken am stehenden Patienten (z. B. Dornfortsatz von S₁ und 10cm kranial für Brustwirbelsäule (*Schober-Maß*) oder Dornfortsatz von HWK₇ und 30cm kaudal für Lendenwirbelsäule (*Ott-Maß*)) wird die Änderung der jeweiligen Messstrecke bei maximaler Flexion und Retroflexion ermittelt, deren Abweichen von der Norm einen Indikator darstellt [Ficklscherer 2005].

Nicht nur bei physischen Beschwerden des Bewegungsapparates, sondern auch funktionalen Störungen unspezifischer Herkunft erlaubt eine statische Vermessung der Wirbelsäule Ursachen aufzuspüren, die auf einer bestehenden Fehlstatik

Abbildung 2.4: Planung einer Schulterprothesen-Implantation. Visualisierung des zu erwartenden postoperativen Bewegungsspielraums für eine konkrete Prothese und Positionierung im Vergleich zum präoperativen. Grün / Rot: Verbesserung / Verschlechterung der Beweglichkeit. (Quelle: [Krekel u. a. 2009] © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von SAGE Publications)



beruhen könnten. Relevant sind hierbei neben einer Beinlängendifferenz und einem Schiefstand der Endpunkte (Becken und Atlas) die relativen Winkel der Wirbelkörper(gruppen) zueinander. Für die Vermessung von Kyphosen (Ausbiegungen der Wirbelsäule) hat sich dazu der *Cobb-Winkel* [Cobb 1948] als bevorzugte Referenz herauskristallisiert [Keynan u. a. 2006]. Eine sorgfältige Quantifizierung und Dokumentation dieser Winkel (Abbildung 2.3) ist selbst bei klarer Diagnose wichtig für eine qualifizierte Prognose des Krankheitsprogresses und Erfolgskontrolle von Therapien. Einen breiten Überblick über weitere Maße und bildbasierte Messmethoden in der Orthopädie bieten [Krämer u. a. 2004] sowie [Waldt und Eiber 2013].

Endoprothetik

Einen weiteren Anwendungsbereich im orthopädischen Kontext stellt die Implantation von Prothesen, insbesondere Gelenkprothesen, dar. Für optimale Beweglichkeit sollten neben guten Gleiteigenschaften die anatomischen Längen, Winkel und die Lage von Rotationszentren nach dem Ersatz den originären möglichst gut entsprechen bzw. diese bei Fehlstellung um das angestrebte Maß korrigieren. Für eine lange Haltbarkeit ist über die optimale Lastverteilung hinaus ein fester Sitz bei zugleich maximal möglichem Erhalt der Knochensubstanz das Ziel. Eine patientenindividuelle Implantaterstellung ist jedoch auch heute eher selten. Im Regelfall wird vom behandelnden Arzt aus einer vielfältigen, aber begrenzten Auswahl von möglichen Prothesen-Systemen, Designs, Größen und Materialien (Konfektionsendoprothetik) die am besten geeignete ausgewählt, bzw. bei modularen Systemen entsprechend zusammengestellt. Maßgebliche Variablen sind dabei vor allem Inklinationswinkel, Antetorsionswinkel und Kopffexzentrizität, sowie bei Schaftprothesen zusätzlich Länge, Durchmesser und Krümmung des Prothesenschaftes. Diese sollten auf die anatomischen Gegebenheiten des Patienten möglichst gut abgestimmt sein, wofür präoperativ wie auch im Rahmen der Nachkontrolle eine Ermittlung der entsprechenden räumlichen Längen- und Winkelmaße indiziert ist (zu letzterem siehe auch [Werking und Böhme 2013]).

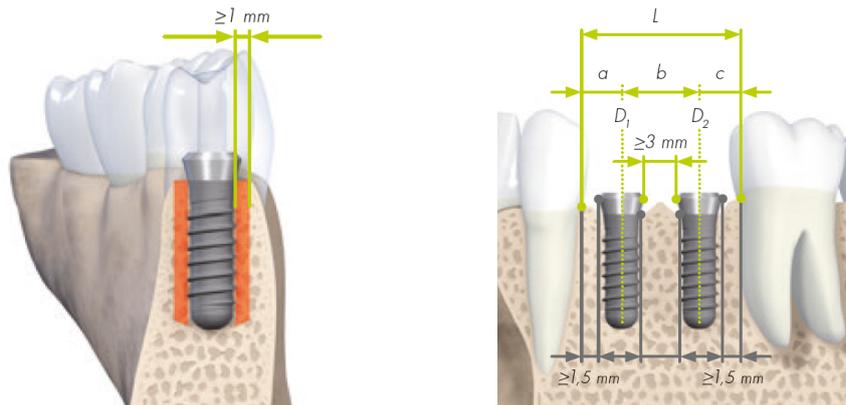


Abbildung 2.5: Relevante Abstände bei Zahnimplantaten am Beispiel eines S/SP Implantates der Firma Straumann. (© Mit freundlicher Genehmigung von Straumann GmbH) *Links:* Um den enossalen Teil des Implantatschaftes herum soll eine Knochenschicht von mindestens 1mm Dicke verbleiben. *Rechts:* Der Abstand zum angrenzenden Zahn auf Knochenniveau soll mindestens 1,5mm betragen, der zwischen zwei Implantatschultern mindestens 3mm.

Zahnmedizin

Eine Vermessung zum Einbringen von Implantaten ist auch in der Zahnmedizin von wesentlicher Bedeutung. Durchmesser, Höhenniveau, Typ, Position und Anzahl der Implantate sollten individuell und unter Berücksichtigung von Anatomie und räumlichen Gegebenheiten ausgewählt werden. Die allgemeine Regel lautet, zur Maximierung der mechanischen Belastbarkeit stets den größtmöglichen Implantatdurchmesser zu verwenden. Dieser sollte jedoch im enossalen³ Bereich nur so groß gewählt werden, dass allseits auf der gesamten Tiefe noch eine genügende knöcherne Deckung verbleibt (Abbildung 2.5). Der Schulterdurchmesser mag den enossalen überschreiten, doch gilt es hier auf Knochenniveau verschiedene vorgegebene Mindestabstände zu einem angrenzenden Zahn einerseits oder zwischen benachbarten Implantatschultern andererseits einzuhalten (Abbildung 2.5). Bei der Auswahl des Kronenaufsatzes muss zudem die durch ihn auszufüllende Lückenbreite als limitierender Faktor berücksichtigt werden.

Onkologie

Bei der Behandlung von Tumoren ist eine möglichst genaue Erfassung des onkologischen Zustands des Patienten wesentlich für die initiale Risikobewertung, das Abwägen von direkten Behandlungsoptionen und eine detaillierte Therapieplanung. Als maßgebliche Faktoren sind vor allem die Lokalisation und Extension des Primärtumors relevant. Noch ausschlaggebender als der Durchmesser ist dabei die Frage nach der Infiltration oder Umschließung angrenzender Strukturen, im Falle der Vitalität selbiger der Tumor nicht selten als inoperabel gilt. Bei lokaler Metastasierung werden Größe und relative Lage befallener Lymphknoten als weitere Maße herangezogen. Für die derartige Bewertung von Tumoren (*Staging*) hat sich die TNM-Klassifikation [UICC 2009] als meistgenutzter internationaler Standard etabliert, der beim Austausch mit anderen Fachdisziplinen wie auch von

³im Knochen befindlichen

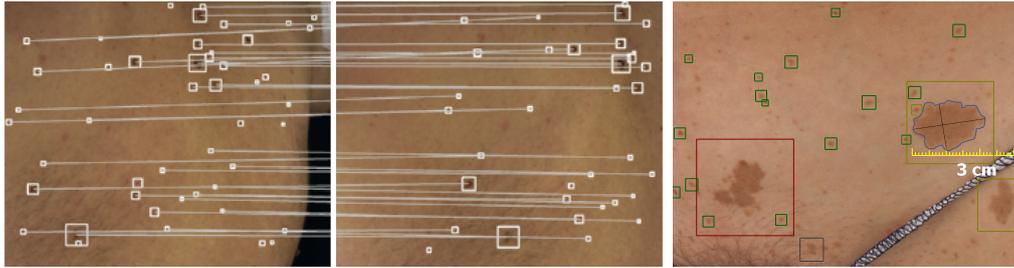


Abbildung 2.6: Verlaufs kontrolle von Hautmerkmalen mit DermaScan Plus. *Links:* Eine vollständige 3D-Erfassung der Hautoberfläche mit anschließender automatischer Detektion und Registrierung der Pigmentmale ermöglicht deren vollständige Erfassung und zeitliche Gegenüberstellung. *Rechts:* Anhand morphologischer und textueller Kennwerte lassen sich Läsionen mit auffälligem Status oder auffälliger Veränderung identifizieren (Quelle: [Dornheim u. a. 2015]).

Krebsregistern als maßgebliche Referenz herangezogen wird. Auf diese wird mit Bezug zur HNO in Abschnitt 7.4 noch einmal näher eingegangen.

Die Quantifizierung der Tumorlast ist ebenso essentiell für eine genaue Verlaufs kontrolle, um (vor allem im Rahmen von Studien) den Erfolg von Therapien zu bewerten und zu dokumentieren. Sie erfordert eine zuverlässige, objektive und möglichst reproduzierbare Evaluierungsmethode. Die von der WHO formalisierten Bewertungskriterien [WHO 1979] legen hierbei ein 2D-Maß zugrunde, das in axialer Schicht gemessen aus dem längsten und dem dazu orthogonalen Durchmesser besteht. Der jüngere Regelkatalog RECIST (*Response Evaluation Criteria In Solid Tumors*, [Therasse u. a. 2000]) beschränkt sich indes auf jeweils ein eindimensionales Maß pro Läsion: den größten Durchmesser für Tumore, bzw. den dazu orthogonalen Durchmesser für Lymphknoten (beide axial gemessen). RECIST differenziert dazu die Eignung unterschiedlicher Modalitäten, präzisiert die Messmethodik (einschließlich Zusammenführung der Einzelmaße multipler Läsionen) und definiert einheitliche Bewertungsmaßstäbe.

Anstelle von längenbasierten Angaben legen neuere Studien eine volumetrische Vermessung nahe [Prasad u. a. 2003; Bornemann u. a. 2007], da diese dank ihrer Invarianz bzgl. räumlicher Verteilung eine bessere Repräsentation der Tumorlast bietet, die insbesondere ein irreguläres Malignomwachstum noch differenzierter erfasst. Aufgrund des erhöhten (Segmentierungs-)Aufwandes in der klinischen Routine bisher nicht durchsetzbar, sind diese für Studien aber wohl geeignet.

Dermatologie

Einer der wichtigsten Aspekte bei der Untersuchung von Hauterkrankungen ist die frühzeitige Erkennung von Hautkrebs. Die Bewertung fraglicher Pigmentmale erfolgt dabei häufig nach der von Stolz entwickelten ABCD-Regel [Stolz u. a. 1994]. Den durch diese Buchstaben abgekürzten Kategorien **A**symmetrie, **B**egrenzung, **C**olorit und **D**urchmesser liegt hierzu ein entsprechend definiertes Punkteschema zugrunde. Andere Scoring-Systeme wie C.A.S.H (**C**olorit, **A**rchitektur, **S**ymmetrie, **H**omogenität) [Henning u. a. 2007], Argenzianos 7-Punkte-Checkliste [Argenziano u. a. 1998] oder der Menzies-Score [Menzies u. a. 2009] gehen ähnlich

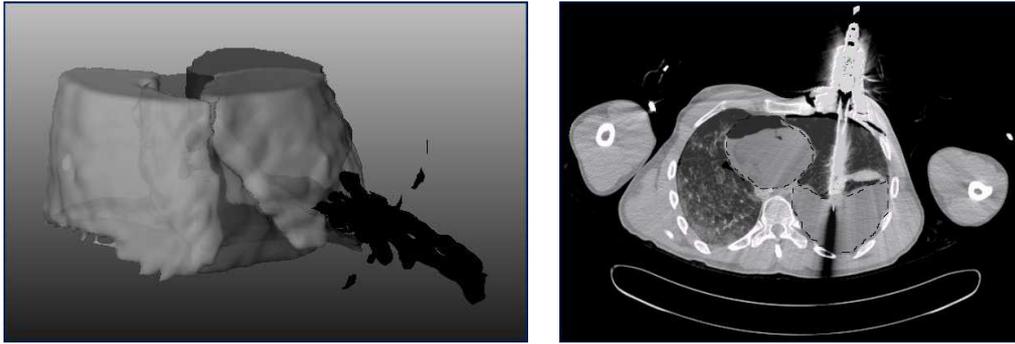


Abbildung 2.7: Rekonstruktion des Eintrittskanals einer Stichwaffe auf Basis eines realen forensischen Post-Mortem-CT. *Links:* Lungenflügel mit Messer und der todesursächlichen Blutansammlung im Thoraxbereich. *Rechts:* Darstellung der relevanten Strukturen im Schichtbild. (Quelle: [Preim u. a. 2005]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer).

algorithmisch vor, nutzen jedoch eine teils abweichende Festlegung von Bewertungsfaktoren und Berechnungsvorschriften.

Neben einer Quantifizierung des Ist-Zustandes ist aber vor allem auch die Identifikation von Veränderungen wichtig, da diese auf mögliche maligne Aktivitäten hinweisen können. Entsprechend wurde die ABCD-Regel auch um einen weiteren Faktor E erweitert, der die Entwicklung der Läsion beschreibt. Als Grundlage für eine vergleichende Bewertung dienen konventionelle (Digital-)Fotos oder Aufnahmen eines digitalen Auflichtdermatoscops, welche mit entsprechendem zeitlichen Versatz erstellt wurden. Dermatoskopischen Softwaretools wie MOLE-EXPERT oder TÜBINGER MOLE-ANALYZER [Lüdtke 2002] unterstützen den Arzt bei der Analyse. Mit bis zu mehreren Hundert Pigmentmalen pro Patient kann dennoch bereits eine umfassende Erstellung und Registrierung sehr aufwändig sein. Ein im Rahmen des Forschungsprojektes DERMASCAN PLUS entwickelter neuartiger Ganzkörperscanner [Dornheim u. a. 2015] verspricht hier eine vollständige 3D-Erfassung der gesamten Körperoberfläche im Submillimeterbereich mit automatischer Detektion und Registrierung der Pigmentmale sowie Erkennung ihrer zeitlichen Veränderungen (Abbildung 2.6).

Rechtsmedizin

Die Anwendungsmöglichkeiten bildgebender Verfahren in der Rechtsmedizin sind vielfältig und im Zuge ihrer technischen Entwicklung und Verbreitung von zunehmender Bedeutung. Nach positiven ersten Studien zur postmortalen CT-Bildgebung [Donchin u. a. 1994] hat sich inzwischen die Forensische Radiologie [Stein und Grünberg 2009] als eigener medizinischer Zweig etabliert. Vermessungen werden durchgeführt im Rahmen der rechtssicheren Erfassung und Dokumentation von Verletzungen, vor allem durch ursächliche extrinsische Kraffeinwirkung. Beispielhaft sei hier die Analyse des Eintrittskanals von Fremdkörpern wie Projektilen oder Stichwaffen [Preim u. a. 2005] hinsichtlich Orientierung und Dimensionierung (Winkel, Richtung, Querschnitt, Tiefe, etc.) zu nennen (Abbildung 2.7). Über die Klärung der Todesursache hinaus erlaubt eine präzise Vermessung zudem eine starke Eingrenzung oder gar Identifikation der Tatwaffe.

Das von Dirnhofer Anfang 2000 initiierte Forschungsprojekt Virtopsy® [Thali u. a. 2003; Dirnhofer u. a. 2010] verschreibt sich sogar dem Ziel, herkömmliche Obduktionen durch virtuelle Autopsien zu ersetzen, welche im idealen Falle eine Erfassung sämtlicher kriminalistisch relevanter Daten allein durch Einsatz bildgebender Verfahren ermöglichen sollen. Da neben dem Körperinneren vor allem die Hautoberfläche von kriminalistisch größter Bedeutung ist, jedoch von konventioneller medizinischer Bildgebung nicht adäquat erfasst werden kann, kommen hierzu auch optische Oberflächen-Scanner zum Einsatz, die mittels 3D-Photogrammetrie eine berührungsfreie Erfassung der Hautoberfläche erlauben.

2.2 Vermessung in der Chirurgie

In der Chirurgie kommen räumliche Vermessungen besonders im Rahmen der computergestützten Planung chirurgischer Eingriffe zum Tragen. Entsprechend stehen hier neben diagnostischen vor allem interventionsrelevante Maße im Fokus. Neben den weiteren Faktoren definieren sie zusätzliche Grenzen, innerhalb derer der Chirurg seine Entscheidungen trifft. Dies betrifft Fragestellungen zu unterschiedlichsten Aspekten, beginnend bei der Einschätzung der Operabilität und der Wahl der Operationsstrategie, über die Planung und Bewertung von Zugangswegen bis hin zur Ausgestaltung der Operationsschritte mit dem Ziel einer Beschleunigung des späteren Eingriffs.

Tumorchirurgie

Ein Schwerpunkt liegt auf der Ermittlung der Lage und räumlichen Ausdehnung der Läsion. In der Tumorchirurgie sind hierzu vor allem jene Maße von Relevanz, welche bereits zur onkologischen Tumorbewertung zusammengetragen wurden. Dies unterstreicht nochmals die besondere Bedeutung der TNM-Klassifikation, zumal das Handbuch mit jeder Klassifikation auch eine Therapieempfehlung abgibt. Ein stark vergrößerter Tumordurchmesser geht dabei zumeist mit einem teils deutlich erhöhten Schweregrad einher. Er führt nicht zwingend zur Inoperabilität, kann aber sehr wohl mögliche Therapieoptionen einschränken oder vorgeben. So kann ein aufgrund seiner Größe zunächst nicht resektabler Tumor eine neoadjuvante (= vorgeschaltete) Radio- und/oder Chemotherapie indizieren, welche den Tumor verkleinert und operativ entfernbar macht. Aus diesem Grunde ist es wichtig, die dreidimensionale Tumorgöße möglichst gut zu ermitteln, was bei rein schichtbasierter Vermessung sehr fehlerbehaftet sein kann (Abbildung 2.8).

Als noch kritischer ist eine zu enge Nähe oder gar Infiltration einer hochvitalen Risikostruktur anzusehen, woraus sich eine Inoperabilität ergeben kann. Bisweilen entscheidet hierüber aber auch erst die konkrete Ermittlung des jeweiligen Ausmaßes. So hängt die Operabilität eines Lebertumors sehr davon ab, welcher Teil des versorgenden Gefäßsystems infiltriert ist und welche assoziierten Versorgungsgebiete folglich bei Resektion mit ausfallen würden. Deren geschätzte räumliche Abgrenzungen lassen sich anhand ihrer relativen Lage zu den Gefäßen

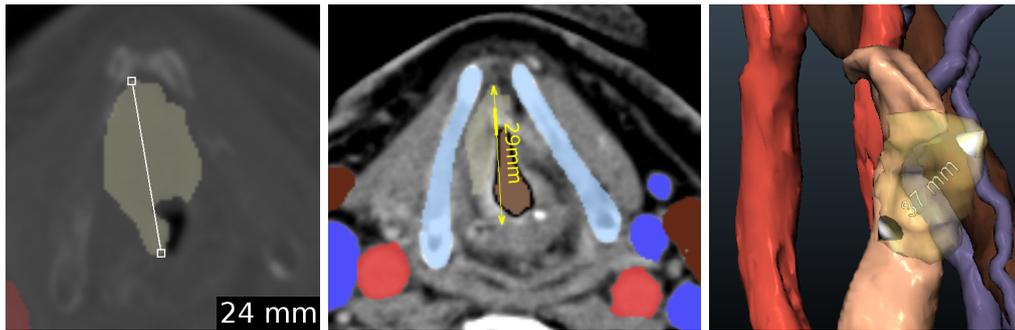


Abbildung 2.8: Vermessung eines Tumor-Durchmessers in einem realen klinischen Fall (Quelle: [Rössling u. a. 2011a]). *Links:* Die übliche Praxis der (meist manuellen) Vermessung einer ausgewählten CT-Schicht liefert einen Wert von 24 mm als vermeintlich größte Ausdehnung. *Mitte:* Eine Interaktionsmöglichkeit zur manuellen schicht(richtungs)übergreifenden Vermessung (der zur aktuellen Schicht gehörende Anteil ist fett gezeichnet) bietet zwar ein Mittel, auch die dritte Dimension zu berücksichtigen. Die effektiven räumlichen Extrempunkte zu finden, kann sich jedoch als mühsam erweisen. *Rechts:* Liegt eine Segmentierung vor, so kann daraus der Tumordurchmesser vollautomatisch ermittelt werden. Im vorliegenden Fall erwies dieser sich im Vergleich zur axialen Schichtmessung des Chirurgen um über 50% größer. Die konkrete räumliche Ausprägung des automatischen Maßes kann analog zur mittleren Abbildung als schichtübergreifender Abstand im 2D visualisiert werden. Eine 3D-Szene jedoch bietet eine weitaus bessere Wahrnehmung der räumlichen Gesamtsituation.

ermitteln [Fischer u. a. 2005], und eine anschließende Volumetrie gibt Auskunft über das Ausmaß des zu erwartenden funktionalen Verlustes.

Begründet sich die Nicht-Resektabilität im schlechten Zustand des umgebenden parenchymatösen Gewebes (z. B. Zirrhose/Fibrose der Leber, Niere oder Lunge), so stellt die Ablation eine mögliche Alternative dar, bei der der Tumor über eine in ihn eingeführte Applikatornadel durch lokale Hitzeerzeugung an deren Spitze koaguliert wird. Eine Ablation ist jedoch nur durchführbar, sofern der Tumor nicht zu groß ist, aber zugleich eine Mindestgröße nicht unterschreitet. Die Hitze sollte dabei auf die maximale Dicke der Läsion um die Applikatornadel herum abgestimmt sein. Dabei können unmittelbar passierende Blutgefäße durch Wärmeabtransport einen kühlenden Effekt haben, in welchem Falle deren differenzierter Abstand und Durchmesser zu berücksichtigen ist [Rieder u. a. 2011].

Bei bösartigen Tumoren besteht das maßgebliche Interesse, das Risiko einer unvollständigen Resektion bzw. Destruktion zu vermeiden. Deshalb werden nicht nur zusätzliche Sicherheitsränder eingeplant, sondern bei der Wahl der Operationsstrategie im Zweifelsfalle die radikalere gewählt. Auch die Durchführung regelmäßiger Verlaufskontrollen soll das Risiko eines nicht erkannten Rezidivs bzw. einer Progression der Erkrankung minimieren. Genaue und reproduzierbare Vermessungen können hierbei ein wesentliches Hilfsmittel darstellen.

Nicht-tumoröse Läsionen

Bei nicht-tumorösen Läsionen entfällt diese vorbeugende Risikobetrachtung, sodass zunächst der schonendere Weg gewählt wird und erst bei Fehlschlag die Maßnahmen verschärft werden. Dennoch kann die Belastung für den Patienten



Abbildung 2.9: Vermessung eines lumbalen Spinalkanals im sagittalen Schichtbild (Quelle: [Goni u. a. 2014]. © CC-BY-NC-3.0): Die engste Stelle wurde mit 9.8mm quantifiziert. Werte bis 10mm werden als absolute Stenosis angesehen, über 10mm bis 13mm als relative. Neben dem transversalen Durchmesser sind das Sagittal-Transversal-Verhältnis, die totale Querschnittsfläche sowie die prozentuale Okklusion weitere relevante Maße [Keynan u. a. 2006].

gesenkt werden, wenn anhand einer genaueren Vermessung die (Nicht-)Eignung einzelner Varianten á priori absehbar ist. So bestehen z. B. bei Diagnose eines Harn-, Gallen- oder Speichelsteines (Abbildung 2.10) verschiedene Therapieoptionen, angefangen von Zertrümmerung durch Stoßwellen, über Punktierung bis hin zur operativen Entfernung. Die erstgenannte schonendste Variante ist jedoch nur erfolgversprechend, wenn der Stein keinen zu großen Durchmesser hat und sich räumlich nahe der ableitenden Öffnung befindet. Eine Kenntnis der genauen Maße kann also ausschlaggebend sein für die Wahl der Therapie.

In der vaskulären und endovaskulären Chirurgie stehen Läsionen der Gefäße im Fokus. Im Falle einer *Stenose* (Engstelle) ist das verbleibende Restlumen (Durchmesser bzw. Querschnitt) Indikator für das Risiko einer *Embolie* (Verstopfung) [Eckstein u. a. 2013], während für ein *Aneurysma* (Erweiterung bzw. Aussackung) dessen geometrische Größe als Maß für eine drohende *Ruptur* (Riss) herangezogen wird [ISUIA 1998; Wermer u. a. 2007]. Bei Einsatz von Stents ist für deren Auslegung die Länge der Läsion, der Abstand zu benachbarten Gefäßverzweigungen sowie der läsionsfreie Gefäßdurchmesser maßgeblich. Diese sind mit großer Genauigkeit zu bestimmen, da ein falsch gewählter Stent nach erfolgter Expansion endovaskulär nicht wieder entfernt werden kann [Egger u. a. 2009]. Weitere Arten von Stenosen werden z. B. im Kontext von Läsionen des Atem- und Speisetraktes [Egan u. a. 2006] oder des Spinalkanals [Keynan u. a. 2006; Goni u. a. 2014] vermessen (Abbildung 2.9).

Neben Maßen mit direktem Bezug zur Läsion selbst sind für den Chirurgen noch weitere räumliche Bedingungen bei der Interventionsplanung von Interesse. So ist insbesondere bei minimal-invasiven Eingriffen zu beachten, dass zu enge Zugangswege ein stark erhöhtes Risiko bergen können, bei Durchführung der Intervention ungewollte Verletzungen von anatomischen Strukturen zu verursachen. Daher ist der Chirurg gehalten, die Zugangswege vor allem gegenüber vitalen Strukturen mit hinreichendem Sicherheitsabstand auszulegen.

Abbildung 2.10: Volumenrendering eines Hals-CT mit bilateralem Speichelstein. Um bei Zertrümmerung einen spontanen Steinabgang über die Ausführungsgänge zu ermöglichen, ist eine Fragmentgröße von ca. 1,2 mm anzustreben [Zenk u. a. 1998]. Dies lässt die Zertrümmerung eines Steines bis zu einer originären Größe von etwa 6–8 mm als aussichtsreich erscheinen. Mit einem Durchmesser von 14 mm (sinistral) liegt der vorliegende Fall deutlich darüber.



Transplantationschirurgie

Ist ein Organ irreparabel geschädigt, besteht die einzig dauerhafte Lösung in der Transplantation eines passenden Spenderorgans. Angesichts eines chronischen Organmangels hirntoter Spender wurden über die Jahre gezielt Techniken der Lebendspende entwickelt – angefangen von einzelnen Nieren [Merrill u. a. 1956], über Teile des Pankreas [Sutherland u. a. 1979], der Leber [Brölsch u. a. 1991] oder zuletzt auch der Lunge [Cohen u. a. 1994]. Hierbei muss garantiert sein, dass der Empfänger genug funktionales Organgewebe erhält und der Spender zugleich ausreichend viel behält. Für eine genauere Bewertung dieser dualen Fragestellung ist eine prätransplantative Bestimmung der Volumina von Resektat und Remnant anhand radiologischer Bilddaten erforderlich. Dies gilt vor allem für die noch seltene Lungenlebendspende⁴, bei der *zwei* Spender jeweils einen Lungenflügel oder Lungenlappen spenden. Diese sollten den Thorax des Empfängers möglichst ausfüllen, um keinen dauerhaften Pneumothorax zu riskieren [Cohen u. a. 2014]. Bei der Leber besteht indes die Wahl zwischen einer Spende des rechten oder linkslateralen Lappens, deren jeweiliges Volumen sich aus den entsprechend zugehörigen Lebersegmenten ergibt [Lang u. a. 2005].

2.3 Einsatzgebiet HNO-Chirurgie

Nachdem in den vorangegangenen Abschnitten die allgemeine Bedeutung von Vermessungen über die verschiedenen medizinischen Fachbereiche hinweg skizziert und auf den besonderen Stellenwert räumlicher Maße für die Chirurgie eingegangen wurde, soll der folgende Abschnitt den Leser näher in das konkrete Anwendungsfeld der HNO-Chirurgie einführen. Dieses soll im Verlaufe der nachfolgenden Kapitel im Fokus der Betrachtungen stehen und uns als primäre Quelle für Beispiele dienen. Gleichwohl wird angestrebt, die identifizierten Probleme

⁴In Deutschland wurde eine Lungenlebendspende erstmals im April 2012 durchgeführt.

und Anforderungen soweit zu abstrahieren und die entwickelten Lösungsansätze so allgemein zu halten, dass sie auch auf andere Anwendungsfelder (insbesondere chirurgische) direkt übertragbar sind.

Die HNO-Chirurgie umfasst die medizinischen Teilgebiete der *Otologie*, *Rhinologie* und *Laryngologie*, die sich mit der Diagnose und Therapie von Erkrankungen des Innen- und Mittelohrs, der Nase und Nasennebenhöhlen sowie des Rachenraums bis hin zum Kehlkopf beschäftigen (Abbildung 2.12a). Sie präsentiert sich als besonders anspruchsvolles Fachgebiet. Nicht zuletzt handelt es sich beim Hals um die Region des menschlichen Körpers, welche die mit Abstand höchste Dichte an unterschiedlichen, zum Teil besonders kritischen anatomischen Strukturen aufweist [Strauß u. a. 2006] und damit bisweilen höchste Anforderungen an den Operateur stellt. Räumliche Maße mit einem hohen Grad an Zuverlässigkeit und Genauigkeit spielen hierbei eine ganz wesentliche Rolle, wie die nachfolgenden Anwendungsbeispiele für die drei genannten Teilgebiete zeigen.

Ohrimplantate

Interventionen am Innen- oder Mittelohr werden i. A. durchgeführt, um anatomisch bedingte Defekte des Gleichgewichts- oder Hörsinnes operativ zu beheben. Eine der Hauptanwendungen stellt dabei die Implantation von Hörprothesen dar. Einen Überblick über verschiedene passive und aktive Implantate bietet [Beutner und Hüttenbrink 2009]. Im Falle von massiv zerstörten Haarzellen findet ein *Chochleaimplant* Anwendung. Hierbei werden die von einem zumeist hinter dem Ohr getragenen Mikrofon aufgenommenen Signale mittels Hochfrequenzwellen an Elektroden übertragen, die in die *Cochlea* (Hörschnecke) eingeführt wurden und dort einen Stimulus auf die Hörnerven ausüben. Liegt die Ursache des Hörproblems dagegen in einer Unterbrechung der Gehörknöchelchenkette, so können die Gehörknöchelchen (*Ossikel*) im Rahmen einer Tympanoplastik durch unterschiedlichste Arten von Prothesen ersetzt werden (Abbildung 2.11). Die Implantate können dabei allein die Steigbügel substituieren (Steigbügelprothesen), Hammer und Amboss (*Partial Ossicular Replacement Prosthesis (PORP)*) oder alle drei Ossikel (*Total Ossicular Replacement Prosthesis (TORP)*).

Eingriffe dieser Art sind besonders anspruchsvoll, da es sich bei Innenohr und Mittelohr um die zugleich feinste und komplexeste Anatomie im Bereich der HNO-Chirurgie handelt. Bilddaten werden deshalb mit besonders hoher Auflösung aufgenommen (z. B. als μ CT/HRCT), dienen zur Zeit jedoch noch primär diagnostischen Zwecken. Die endgültige Entscheidung zur Auswahl des geeigneten Implantates und seiner Positionierung erfolgt zumeist erst während der Intervention ohne vorausgehende präoperative Planung, gleichwohl genau hiervon in großem Maße das auditive Operationsergebnis abhängt [Bance u. a. 2004].

Typ und Größe eines Implantates sollten dabei möglichst gut auf die individuelle Anatomie des jeweiligen Patienten abgestimmt sein. Bezüglich ihrer Positionierung ist zudem zu beachten, dass die Prothese eine schwingungsübertragende Funktion erfüllt, sodass sie an ihren Endpunkten fest anliegen, dazwischen jedoch ungehindert schwingen können muss. Auch der Winkel zu Nachbarstrukturen



Abbildung 2.11: Planung eines Tympanoplastik. *Links:* Ersetzung der gesamten Ossikelkette mittels Totalprothese (TORP). *Rechts:* Ersetzung von Hammer und Amboss mittels Teilprothese (PORP). Prothesenlänge und Winkel an den Ansatzpunkten müssen bestmöglich auf die individuelle Anatomie abgestimmt sein. (Quelle: [Dornheim u. a. 2008a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Jana Dornheim)

ist für Stabilität wie unverfälschte Schallübertragung relevant [Bance u. a. 2004]. Eine eingehende Eruierung dieser komplexen spatialen Fragestellungen allein anhand von 2D-Schichtbildern ist faktisch nicht möglich.

Vor diesem Hintergrund präsentieren [Dornheim u. a. 2008a] einen Workflow für eine computerunterstützte 3D-Planung auf Basis hochauflösender CT-Daten des Felsenbeins. Beschrieben wird darin auch die grundsätzliche Möglichkeit, Vorschläge für die passgenaue Auswahl und Positionierung der Implantate automatisch anhand von wenigen eindeutigen Landmarken zu bestimmen.

Aufgabe einer solchen Planungssoftware sollte allerdings nicht allein die virtuelle Konfektionierung und Einpassung des Implantates sein. Ein nicht minder wichtiger Aspekt liegt darüber hinaus in der Planung geeigneter Zugangswege. Da der Eingriff sehr nah am Gesichts-, Hör- und Gleichgewichtsnerv (*N. facialis*, *N. cochlearis (acusticus)*, *N. vestibularis (staticus)*), der Halsschlagader, (*A. carotis*) und dem externen Ohrkanal (*Canalis acusticus externus*) erfolgt, ist eine möglichst genaue Beurteilung der entsprechenden Abstände zu diesen Strukturen essentiell.

Nasennebenhöhlenchirurgie

Operationen an den Nasennebenhöhlen werden durchgeführt, wenn ein Patient an chronischer *Sinusitis* (Nasennebenhöhlenentzündung) leidet. Aus Gründen der besseren Wundheilung, schnelleren Genesung und des kosmetisch ästhetischeren Ergebnisses werden diese Interventionen zumeist minimalinvasiv durchgeführt. Der gesamte Eingriff erfolgt dabei durch das Nasenloch (Schlüssellochchirurgie), wobei je nach Befund die Öffnungen der vier Nasennebenhöhlen zum Naseninneren in endoskopischer Technik erweitert werden. Ein kritischer Aspekt einer solchen funktionellen endoskopische Nasennebenhöhlenoperation [Stamberger und Posawetz 1990] besteht darin, im Zuge der Entfernung des entzündlichen Gewebes die zur Befeuchtung der Nase wichtige Strukturen nicht zu beschädigen, da dieser Zustand oft irreversibel ist.

Durch die lediglich indirekte Sicht auf das Operationsgebiet über den endoskopischen Monitor sowie den sehr engen Agitationsraum zählen diese Eingriffe mit zu den anspruchsvollsten operativen Herausforderungen im Bereich der HNO-Chirurgie. Neben umfangreichen anatomischen Kenntnissen werden dem Operateur außergewöhnliches Geschick und Erfahrung abverlangt. Dies gilt insbesondere dann, wenn mehrere Nebenhöhlen zugleich betroffen sind, nahe des optischen Nerven oder der Schädelbasis operiert werden muss oder die anatomischen Verhältnisse aufgrund des besonders jungen Patientenalters noch zusätzlich verkleinert sind.

In solchen Fällen stellt eine computergestützte Operationsplanung einen klaren Mehrwert dar. Mittels einer virtuellen Endoskopie können dabei präoperativ die individuellen anatomischen Gegebenheiten des späteren Operationsgebietes explorativ studiert, die begrenzten räumlichen Verhältnisse (insbesondere Engstellen) qualitativ wie quantitativ beurteilt und nicht zuletzt der Operationsverlauf durchgespielt werden.

Kopf-Hals-Tumor

Die Behandlung von malignen Kopf-Hals-Tumoren stellt mit Blick auf die Letalität der Erkrankung den bei weitem schwerwiegendsten der drei ausgewählten Anwendungsbereiche dar. Kritisch sind vor allem solche Fälle, bei denen eine Infiltration benachbarter Strukturen vorliegt. Diese Gewebereiche müssen dann im Zuge einer Resektion des Primärtumors mit entfernt werden, was jedoch nicht immer möglich ist. Bei bestimmten Strukturen (z. B. *Fossa pterygopalatina*, *Schädelbasis*, *oberer Epipharynx*, *Aa. carotides*, *Wirbelsäule* oder *Mediastinum*) gilt eine Ro-Resektion⁵ nach aktuellem medizinischen Stand als technisch nicht durchführbar, wodurch der Tumor dann effektiv als inoperabel angesehen wird.

Andere Strukturen können dagegen im Falle einer Mitresektion im Nachgang wieder rekonstruiert werden (z. B. *V. Jugularis*). Ist dies nicht möglich, die Struktur allerdings auch nicht vital, so kann sie zwar grundsätzlich entfernt werden, wodurch der Patient dann je nach Umfang der Resektion im Folgenden jedoch mit teils erheblichen funktionalen Einschränkungen leben muss. Handelt es sich z. B. um einen fortgeschrittenen Kehlkopftumor, bei dem erhaltende Methoden oder Teilresektion nicht mehr ausreichend sind, so muss der Kehlkopf vollständig entfernt werden. Durch eine solche *Laryngektomie* wird dann eine künstliche Atemöffnung am Hals (*Tracheostoma*) erforderlich, da nur so die Trennung von Speise- und Atemweg sichergestellt ist. Weil zudem keine Stimmlippen mehr vorhanden sind, ist nach diesem Eingriff auch eine normale Stimmgebung nicht mehr möglich, und der Patient ist darauf angewiesen, eine Ersatzstimme zu erlernen.

Schwerwiegend sind ebenso Fälle, bei denen der Tumor in umliegende Lymphknoten ausgestreut hat. Eine solche Metastasierung führt meist zu einer Vergrößerung des befallenen Lymphknotens, die bereits bei moderater Größe durch die Bildge-

⁵Entfernung des Tumors im Gesunden. In der Histopathologie ist kein Tumorgewebe im Resektionsrand nachweisbar.

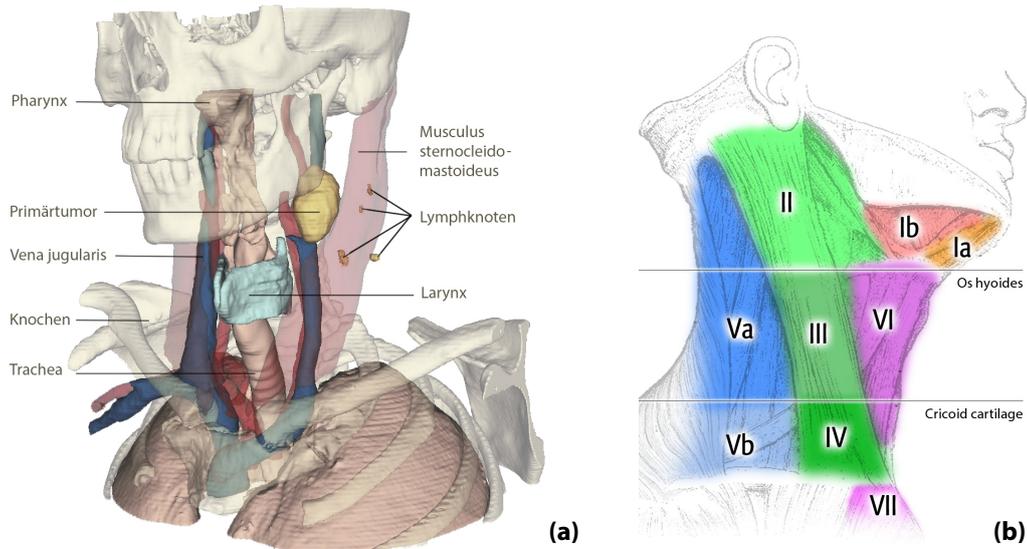


Abbildung 2.12: Links: Aus einem realen klinischen Datensatz gewonnenes 3D-Modell der komplexen Anatomie der Kopf-Hals-Region. Rechts: Schematische Darstellung der Lymphknoten-Level im Kopf-Hals-Bereich (Quelle: [Radiopedia #1] (bearbeitete Darstellung)). © Frank Gaillard / CC-BY-NC-SA-3.0

bung erkennbar wird. Dennoch kann sich die Analyse sämtlicher Lymphknoten als ein sehr aufwendiger Prozess darstellen, da bisweilen über 50 Lymphknoten teils einzeln in Augenschein genommen und bewertet werden müssen. Außerdem fordert diese Detailsichtung ein hohes Maß an Konzentration, da kleinere (aber potentiell bereits belastete) Lymphknoten aufgrund ihrer (noch) geringen Größe schnell übersehen werden können. Wie bereits zuvor beim Primärtumor, ist bei dieser Bewertung neben der Größe vor allem die Frage entscheidend, welchen Abstand die befallenen Lymphknoten zu kritischen Strukturen wie Blutgefäße, Nerven oder Muskeln haben oder ob sie diese sogar infiltrieren. Von einer Computerunterstützung bei diesem umfangreichen Vermessungsprozess würde der Chirurg enorm profitieren.

Grundsätzlich müssen möglichst alle befallenen Lymphknoten chirurgisch entfernt werden. Da sie intraoperativ nicht einzeln, sondern in losen von Bindegewebe umgebenen Gruppierungen auftreten, wird für jeden befallenen Lymphknoten meist prophylaktisch die gesamte Gruppierung vollständig entnommen. Dieser Eingriff, der als Lymphknotenausräumung (*Neck-Dissection, ND*) bezeichnet wird, kann in verschiedenen Radikalitätsstufen erfolgen [Werner 2013]:

Radikale ND: Es werden sämtliche Lymphknoten und Lymphgefäße des Halses mit umgebendem Gewebe und nicht-lymphatischen Strukturen entfernt, einschließlich *M. sternocleidomastoideus*, *V. jugularis interna*, *N. accessorius*, *Gl. submandibularis*.

Modifiziert-Radikale ND: Mindestens eine der nicht-lymphatischen Strukturen wird erhalten.

Funktionelle ND: Nur Lymphknoten und Lymphgefäße werden reseziert. Umliegende Strukturen (*V. jugularis interna*, *N. accessorius* und Muskulatur) bleiben erhalten, bzw. bei Infiltration der *V. jugularis* wird diese entfernt und rekonstruiert.

Selektive ND: Lediglich einzelne definierte Abschnitte (*Level*, Abbildung 2.12b) des Halses werden ausgeräumt. Ausgenutzt wird, dass bei bestimmten Primärtumoren bestimmte Lymphknotenpakete bevorzugt befallen werden.

Üblicherweise werden Tumor-Resektion und Neck-Dissection in einer gemeinsamen Operation durchgeführt. In schwerwiegenden Fällen können jedoch zwei Eingriffe indiziert sein. Die Entscheidung über Art und Umfang der Therapie hängt dabei von der abschließenden Gesamtbeurteilung der Erkrankung ab. Der Chirurg stützt sich dabei auf die präoperativ erhobenen Maße und Bewertungsfaktoren, wobei bei der Ableitung der therapeutischen Implikation meist auf standardisierte Entscheidungsbäume zurückgegriffen wird [Alper u. a. 2001].

Tendenziell lässt sich jedoch sagen: Je profunder die präoperative Planung, desto erwartungskonformer der weitere Ablauf. Unerwartete intraoperative Strategiewechsel und unnötige Zusatz-Operationen können so teilweise verhindert werden.

2.4 Klinisch-Chirurgischer Workflow

Die Planung eines chirurgischen Eingriffs stellt lediglich einen von vielen Schritten im Diagnose- und Behandlungsprozess dar. Sie bettet sich in einen klinisch-chirurgischen Workflow ein, der je nach Krankheitsfall, Klinikum und chirurgischem Fach recht individuell gestaltet sein kann. Dennoch lassen sich Gemeinsamkeiten identifizieren, die eine Verallgemeinerung dieses Workflows erlauben. In Anlehnung an [Mühler 2010] kann selbiger insgesamt⁶ wie folgt aussehen:

(1.) Anamnese

Im Normalfall sucht ein Patient mit seinen gesundheitlichen Problemen einen Arzt auf und beschreibt ihm seine Beschwerden. Dieser interpretiert die beschriebenen Symptome und befragt den Patienten eingehender über die näheren Umstände ihres Auftretens sowie über weitere Vorbedingungen, die in einem kausalen Zusammenhang stehen könnten. Von besonderem Interesse sind dabei vor allem konkrete vorangegangene Unfallereignisse, zurückliegende Vorerkrankungen und ähnlich gelagerte Krankheitsfälle im familiären Umfeld.

(2.) Voruntersuchungen

Ergänzend zur Anamnese führt der Arzt verschiedene einfache Voruntersuchungen durch. Zu den Maßnahmen zählen Inspektion, Palpation, Askultation sowie diagnostische Funktionstests, aber auch die Erhebung grundlegender physischer

⁶Insbesondere bei einfacher Falllage müssen aber nicht alle Phasen effektiv durchlaufen werden.

Kennwerte (Körpermaße, Gewicht, Körpertemperatur, Blutdruck, Puls). Bei Bedarf werden Proben ausgewählter Körperflüssigkeiten, Sekrete, Punktierungen oder Abstriche auf etwaige Besonderheiten hin untersucht werden. Die Ergebnisse dieser Voruntersuchungen ergänzen das Gesamtbild der Symptomatik, aus welchem der Arzt dann i. A. einen Anfangsverdacht ableitet.

(3.) Medizinische Bildgebung

Bedarf der Anfangsverdacht noch weiterer Abklärung, so ist es die Aufgabe der diagnostischen Bildgebung, eine mit ihm assoziierte Hypothese entsprechend zu bestätigen oder gezielt auszuschließen. Im günstigen Falle genügt hierfür eine schonende und minder aufwändige Untersuchungsmethode wie EKG/EEG, Sonographie, Funduskopie o.ä., die der behandelnde Arzt oftmals fachlich und technisch noch selbst durchführen kann.

Rund 80% aller schwerwiegenden Erkrankungen werden allerdings erst durch Einsatz radiologischer Bildgebung wie Röntgen, CT oder MRT (erst-)diagnostiziert [Kreft u. a. 2012]. Der hinzugezogene Radiologe erhält hierzu vom initierenden Arzt einen Untersuchungsauftrag mit einer konkreten diagnostischen Fragestellung als Arbeitshypothese sowie relevanten Informationen vorangegangener Schritte. Nach Abschluss der bildgebenden Untersuchung erstellt er einen radiologischen Befund und nimmt in diesem Rahmen Stellung zur Hypothese.

(4.) Segmentierung

Die meisten chirurgischen Eingriffe werden derzeit allein auf Basis radiologischer Bilddaten – in ihrer 2D-Schichtdarstellung oder als einfaches Volumenrendering – geplant. In komplexen Fällen, wie sie auch in den beschriebenen Szenarien zur Leber- und HNO-Tumorchirurgie anzutreffen sind, erfordert die profunde Ausarbeitung der Gesamtstrategie jedoch eine möglichst genaue Beurteilung der räumlichen Lage- und Größenverhältnisse. Die Quantifizierung chirurgisch relevanter Größen sowie auf die fallspezifisch relevanten Strukturen selektiv zugeschnittene 3D-Visualisierungen stellen hier eine wesentliche Grundlage für die präoperative Risikoabklärung und Interventionsplanung dar⁷.

In solchen Fällen bietet sich eine Segmentierung zur semantischen Aufbereitung der Daten an. Je nach Zielstruktur und Bildmodalität existieren bereits vollautomatische Verfahren (z. B. für Leber [Heimann u. a. 2009], Lunge [Wilms u. a. 2011], Rippen und Wirbelsäule [Banik u. a. 2010] oder auch multiple Organe [Kohlberger u. a. 2011]). In anderen Fällen bedarf die Segmentierung noch zusätzlicher Nutzereingaben (z. B. für Blutgefäße [McIntosh und Hamarneh 2006], Muskeln [Jolivet u. a. 2014] oder Schildknorpel [Dornheim u. a. 2006a]).

Räumliche Entfernungen und Lagebeziehungen können u. a. in Form einer strukturbezogenen Eingrenzung des Suchraumes [Dornheim u. a. 2010], einer räumlichen Trennung von Nachbarstrukturen [Geng u. a. 2011] oder auch einer Atlas-

⁷Eine entsprechende Datenaufbereitung kann nicht zuletzt auch im Rahmen klinischer Studien oder anderweitiger Forschungs-, Lehr- und Trainingszwecke gerechtfertigt sein.

Referenzierung [del Toro und Müller 2014] in den Segmentierungsprozess einfließen. Trotz fortschreitender Computerunterstützung ist eine umfangreichere Segmentierung von Bilddaten jedoch insgesamt noch immer relativ zeitintensiv.

(5.) Individuelle Therapieplanung

Auf Basis aller zuvor erhobenen Daten führt der Chirurg eine individuelle Therapieplanung durch. Für einen chirurgischen Eingriff stehen hierbei zunächst Fragen zur grundsätzlichen Operabilität sowie zu möglicher Art und erforderlichem Umfang der Intervention im Fokus. Innerhalb dieser Grenzen werden daraufhin die Details der Operationsstrategie (oder verschiedener Varianten) ausgearbeitet.

Moderne Planungstools unterstützen den Chirurgen bei dieser Aufgabe, indem sie aus den Bilddaten und Segmentierungen interaktive Szenen generieren, welche er räumlich und strukturell explorieren kann. Beispielhaft seien hierzu die BRAIN-LAB BRAINSUITE [Fraser u. a. 2009] zur Planung neurochirurgischer Eingriffe, der MEVISLIVERANALYZER [Schenk u. a. 2008] für die Leberchirurgie sowie der in Kapitel 8 noch vorzustellende DORNHEIM TUMORTHERAPYMANAGER [Rössling u. a. 2011a] für die HNO-Tumorchirurgie genannt.

Mit Hilfe von meist auf den Anwendungsfall zugeschnittenen Werkzeugen und Visualisierungstechniken werden Strukturen und Bereiche räumlich vermessen, Zugangswege eruiert, der Verlauf von Resektionsebenen modelliert, Anatomien rekonstruiert oder das passgenaue Einbringen von Implantaten geplant.

(6.) Interdisziplinäre Diskussion

Bei der Behandlung schwerwiegender Erkrankungen gewinnen interdisziplinäre Team-Meetings zunehmend an Bedeutung [Kane u. a. 2010]. Als Prozessschritt zur kooperativen Meinungs- und Entscheidungsbildung sind sie u. a. in Form von Tumorboards für Krebserkrankungen oder Stroke-Unit-Meetings für Schlaganfälle oft fester Bestandteil des klinischen Workflows und durch Leitlinien teils explizit vorgegeben [DKG 2014]. Diese meist turnusmäßig einberufenen Sitzungen dienen dazu, aktuelle Behandlungsfälle nach dem Mehr-Augen-Prinzip zu besprechen und qualifizierte Meinungen verschiedener Fachrichtungen zusammenzuführen, die zum Therapieerfolg beitragen können. Neben Chirurgen sind regelmäßig Pathologen, Radiologen und Strahlentherapeuten, je nach Art der Erkrankung aber auch Fachärzte weiterer Disziplinen im Tumorboard vertreten.

Aufgrund straffer Zeitpläne müssen die Fälle zügig vorgetragen und diskutiert werden. [Olwal u. a. 2011] präsentieren Konzepte zur kollektiven Diskussion und kooperativen Interaktion, um die Ärzte hierbei effektiv zu unterstützen. [Documet u. a. 2010], [Le u. a. 2011] und [Meier u. a. 2014] stellen verschiedene Systeme für die minimalinvasive Wirbelsäulenchirurgie, Prostata- und HNO-Tumorchirurgie vor, die eine gezielte Workflow- und Entscheidungsunterstützung für derartige Szenarien bieten. Üblicherweise werden Daten und Präsentationsmaterialien

ansonsten jedoch durch die jeweiligen Ärzte meist privat zusammengestellt, genutzt und abgelegt. Abgesehen vom Abfragen radiologischer Bilddaten aus dem zentralen Bildarchiv (PACS), finden im Rahmen eines solchen Meetings meist konventionelle Medien und Präsentationssoftware Verwendung.

(7.) Patientenaufklärung

Jenseits der gesetzlichen Auflage, den Patienten über sämtliche entscheidungsrelevanten Umstände der Behandlung aufzuklären, wird dem eingehenden Patientengespräch auch ein positiver Effekt auf den allgemeinen Genesungsprozess zugeschrieben. Neben der Bemühung klassischer schematischer Darstellungen und vereinfachter physischer Anatomiemodelle kann der Chirurg hierfür heutzutage auch auf die bereits medial aufbereiteten Planungsergebnisse zurückgreifen.

Die aussagekräftigen patientenindividuellen Visualisierungen helfen, den Verlauf und mögliche Risiken des geplanten Eingriffs noch besser zu kommunizieren. Dabei haben sich multimediale Inhalte und interaktive 3D-Darstellungen für das allgemeine Verständnis, die Zufriedenheit und die Reduktion von Vorbehalten auf Seiten des Patienten als besonders zuträglich erwiesen [Huber u. a. 2013], [Enzenhofer u. a. 2004], [Hermann 2002].

(8.) Chirurgischer Eingriff

Soweit möglich, erfolgt im Rahmen des chirurgischen Eingriffs die interventionelle Umsetzung der geplanten Operationsstrategie. Eine der Hauptaufgaben der Computerunterstützung im intraoperativen Anwendungsfall besteht darin, dem Operateur die Planungsergebnisse auf möglichst einfache und direkte Weise im OP-Saal bereitzustellen (z. B. [Lange u. a. 2004], [Nimsky u. a. 2006]) und im besten Falle bedarfsgerechte Möglichkeiten zur Anpassung bzw. Ergänzung der Daten durch neueste Erkenntnisse zu offerieren (z. B. [Hansen u. a. 2008]).

Den zweiten Schwerpunkt stellt die intraoperative Navigation dar. Gerade in der Neurochirurgie, aber auch bei HNO-chirurgischen Eingriffen nahe der Schädelbasis oder dem Sehnerv wird auf engstem Raum mit empfindlichen Risikostrukturen agiert, deren Verletzung gravierende Folgen hätte⁸. Basierend auf einer zwingenden Registrierung präoperativer Bild- und Planungsdaten auf den Patientensitus unterstützen Navigationssysteme (z. B. der Firmen BrainLAB [Fraser u. a. 2009] oder KARL STORZ [Strauß u. a. 2013] für die Neuro-, respektive HNO-Chirurgie) den Chirurgen bei der Positionsermittlung, Pfadplanung sowie Führung und Kontrolle der getrackten Instrumente.

Bei Annäherung an definierte kritische Bereiche wird der Chirurg gewarnt oder das Instrument (z. B. Bohrer) automatisch deaktiviert. Dieses Anwendungsszenario geht intraoperativ wie auch im Kontext einer Chirurgie-Simulation mit verschärften Anforderungen an die Latenz einer Abstandsbestimmung (harte

⁸ Aber auch in anderen Bereichen, wie z. B. bei Knieoperationen, wird die Navigation zunehmend als Möglichkeit eines noch schonenderen Eingriffs entdeckt.

Echtzeit) einher, welche erforderlichenfalls auch durch Substitution der Exaktheitsanforderung zugunsten konservativ approximativer Messergebnisse (mit ggf. garantierter Mindestgenauigkeit) ermöglicht werden [Adler u. a. 2012b].

(9.) Postoperative Untersuchung und Verlaufskontrolle

Um den Erfolg einer Behandlung zu überprüfen und den Fortschritt des Genesungsprozesses zu bewerten, wird nach einer von der Art der Intervention abhängigen Zeitspanne für gewöhnlich eine postoperative Nachuntersuchung durchgeführt. Bei schwerwiegenden Erkrankungen werden hierzu oftmals erneute radiologische Aufnahmen angefertigt, um postoperative Komplikationen wie Blutungen oder Embolien frühzeitig zu identifizieren, die erwartete Regeneration von Gewebe zu überprüfen oder mögliche Rezidive auszuschließen.

Ausgehend von einer Registrierung prä- vs. postoperativ oder anderweitig zeitlich versetzt aufgenommener Bilddaten zueinander können Veränderungen der Größe, Form und Beschaffenheit von Läsionen ebenso wie ein Neuauftreten selbiger erkannt und quantifiziert werden. Die Möglichkeit einer reproduzierbaren Vermessung gewinnt damit vor allem im Kontext einer länger währenden Verlaufskontrolle besondere Bedeutung.

2.5 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde anhand zahlreicher Beispiele die breite Bedeutung räumlicher Vermessungen über die verschiedenen medizinischen Disziplinen hinweg und insbesondere in der Chirurgie dargelegt. Neben Winkeln und Volumina handelte es sich dabei vor allem um unterschiedlichste abstands-basierte Maße – angefangen von äußeren und inneren Durchmesser (in verschiedenen Messvarianten) sowie Wanddicken, über Abstände zwischen Strukturen (mit Infiltrationen als Spezialfall), bis hin zu verallgemeinerten Lagebeziehungen (Regionalität, Lateralität). Dabei wurde sich zunächst auf die grundsätzliche Relevanz dieser Maße im medizinischen Kontext beschränkt. Eine nähere Betrachtung, für welche dieser Vermessungsaufgaben unter welchen Voraussetzungen eine Automatisierung möglich ist bzw. sich anbietet, erfolgt in [Kapitel 4](#).

Der Leser wurde in den Bereich der HNO-Chirurgie eingeführt, die im weiteren Verlauf dieser Dissertation als ausgewählter Anwendungskontext für konkrete Beispiele dienen soll. Zu guter Letzt wurde der klinisch-chirurgische Workflow beschrieben, in dessen einzelnen Phasen räumliche Maße in unterschiedlicher Weise von Bedeutung sind. Der Umgang mit den Maßen und Messergebnissen kann dabei zu Zwecken der Diagnose und Befundung, der Planung von Eingriffen, der Kommunikation mit Patienten oder Experten, sowie des Trainings und der intraoperativen Unterstützung (als Teil eines Navigationsframeworks) erfolgen. In späteren Kapiteln wird nach Bedarf selektiv auf einzelne Punkte dieses Workflows zurückgekommen, um konkrete Anwendungsfälle für ausgewählte Problemstellungen und dazu erarbeitete Ansätze zu motivieren.

3

Von der Bildakquise zum 3D-Modell

Im vorangegangenen [Kapitel 2](#) wurde die breite Relevanz räumlicher Maße über die verschiedenen medizinischen Disziplinen hinweg dargelegt. Grundlage der Vermessungen bildeten dabei, ohne dies jeweils explizit erwähnt zu haben, zuvor aufgenommene medizinische Bilddaten bzw. die aus ihnen gewonnenen Geometrien. Diese beiden Aspekte sollen Gegenstand des folgenden Kapitels sein.

Abschnitt [3.1](#) skizziert einleitend das allgemeine Grundprinzip medizinischer Bildgebung. In den Abschnitten [3.2](#) und [3.3](#) werden daraufhin ausgewählte bildgebende Verfahren vorgestellt, die sich für eine räumliche Vermessung entsprechend eignen. Dabei wird insbesondere auf die Repräsentation der durch sie gewonnenen Bilddaten eingegangen. Darauf aufbauend beschreibt Abschnitt [3.4](#), wie durch Segmentierung dieser Bilddaten die darin enthaltenen medizinischen Strukturen extrahiert werden können. Nach einem Überblick über die verschiedenen Arten von Segmentierungsverfahren werden in Abschnitt [3.5](#) unterschiedliche Varianten zur Darstellung von Segmentierungsergebnissen angesprochen. Im anschließenden Abschnitt [3.6](#) erfolgt eine kurze allgemeine Betrachtung zur Datenqualität im Umgang mit Bilddaten und Segmentierungen. Das Kapitel schließt mit einer Zusammenfassung.

3.1 Grundprinzip medizinischer Bildgebung

Aufgabe der medizinischen Bildgebung ist es, durch ortsbezogene Erfassung geeigneter physikalischer Messgrößen dem Arzt Rückschlüsse auf die differenzierte Physiologie des Patientensitus zu ermöglichen. Das grundlegende Prinzip besteht darin, dass das zu messende Objekt (zumeist durch eine externe Quelle) angeregt und das von diesem ausgehende Signal durch einen Detektor aufgefangen und über eine Signalverarbeitung in ein Abbild überführt wird (Abbildung [3.1](#)).

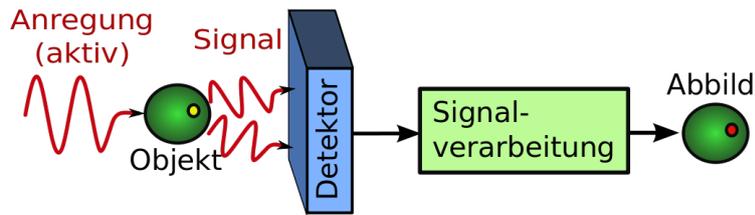


Abbildung 3.1: Grundprinzip bildgebender Verfahren. (Bearbeitete Darstellung. Quelle: [Wikimedia Commons #3]. © Benutzer: Salino01 / gemeinfrei)

Als Signalträger dienen je nach physikalischem Prinzip [Dössel und Buzug 2014]:

- mechanische Wellen (z. B. *Sonographie*)
- elektromagnetische Strahlungen und Felder (z. B. *Röntgen*, *Computertomographie (CT)*, *Magnetresonanztomografie (MRT)*)
- elektrischer Strom (z. B. *EKG/EEG*, *Elektrische Impedanz-Tomographie (EIT)*)
- sichtbares und nicht-sichtbares Licht (z. B. *Endoskopie*, *optische Kohärenztomographie (OCT)*, *Fluoreszenzdiagnostik (FD)*)

Das vom Detektor erfasste Signal beschreibt dabei die durch das Objekt verursachte differenzierte Modifikation eines von der Quelle exponierten Signales (z. B. Ultraschall, Röntgen/CT), oder auch die Eigen-/Reemission des Objektes selber aufgrund äußerer Anregung (z. B. MRT) oder applizierter radioaktiver Substanzen (z. B. PET).

Im Zuge einer analog-digitalen Signalverarbeitung wird das bereitgestellte elektronische Signal in ein n -dimensionales Abbild des untersuchten Objektes überführt, welches die Messgröße oder eine daraus abgeleitete Information orts- und ggf. zeitaufgelöst darstellt. Über die Verteilung dieser Werte ermöglicht die Aufnahme dem Arzt, Rückschlüsse zu ziehen auf die entsprechende örtlich differenzierte Ausprägung bestimmter (mit dem jeweiligen physikalischen Messprinzip in Zusammenhang stehender) physiologischer Eigenschaften des Patientensitus.

3.2 Tomographische Bildgebung

Eine Gruppe bildgebender Verfahren soll im Rahmen dieser Dissertation von primärem Interesse sein. Hierbei handelt es sich um Verfahren, die die gemessene Zielregion als eine geordnete Sammlung von Schnittbildern abbilden (Abbildung 3.2). Diese Schnitte können anhand ihrer Welteinbettung zu einem Volumendatensatz zusammengesetzt werden, der eine direkte metrisch normierte 3D-Vermessung erlaubt. Derartige Verfahren werden als *Tomographien* bezeichnet und ihre Bilddaten als *Tomogramme*. Die aus dem klinischen Alltag her wohl bekanntesten Vertreter sind CT, MRT, (3D-)Ultraschall, sowie SPECT/PET [Wintermantel und Ha 2009]. Auf die drei erstgenannten soll im Folgenden näher eingegangen werden.

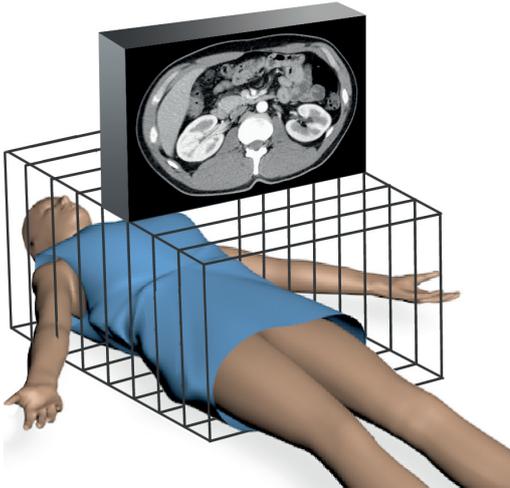


Abbildung 3.2: Bei der tomographischen Bildgebung wird der Untersuchungsbereich als Sequenz von aufeinanderfolgenden einzelnen zweidimensionalen Schicht- bzw. Schnittbildern (Slices) aufgenommen, welche dann nachträglich wieder zu einem dreidimensionalen Gesamtvolumen, dem sogenannten Tomogramm, zusammengesetzt werden. (Siehe auch Abbildung 3.3)

Computertomographie (CT)

Bei der von Hounsfield und Cormack begründeten Computertomographie [Hounsfield 1973] kommt das physikalische Prinzip der Röntgenmessung zum Einsatz: Die von einer Röntgenquelle exponierte Strahlung durchläuft den Situs und wird durch diesen unterschiedlich stark abgeschwächt, bevor sie auf den Detektor trifft. Der durch diesen gemessene Grad an Abschwächung ergibt sich dabei aus Menge und (Röntgen-)Dichte des in Strahlrichtung durchdrungenen Gewebes.

Im Gegensatz zur einfachen Röntgen-Projektion wird beim CT das Objekt allerdings aus verschiedenen Richtungen abgetastet. Hierzu rotieren Röntgenquelle und -detektor paarweise um das mittig platzierte Objekt und generieren so für jede Perspektive ein individuelles 1D-Abschwächungsprofil. Diese ermittelten Profile können anschließend über eine gefilterte Rückprojektion schichtweise¹ in volumetrische Daten transformiert werden, wobei abhängig vom konkreten Messaufbau unterschiedliche Rekonstruktionsalgorithmen zum Einsatz kommen (siehe [Herman 2009] für nähere Details).

Magnetresonanztomographie (MRT)

Diese auf [Lauterbur 1973] und [Mansfield 1977] zurückgehende Modalität basiert auf dem Prinzip der *Kernspinresonanz* von Wasserstoff-Atomen. Diese besitzen einen Eigendrehimpuls (*Spin*) und ein magnetisches Dipolmoment bzgl. einer gemeinsamen Raumachse. Werden solche Kerne einem Magnetfeld ausgesetzt, so sind sie bestrebt, ihren Dipol parallel oder anti-parallel zu selbigem auszurichten, zugleich aber ihren Spin zu erhalten. Dies resultiert in einer Kreisbewegung (*Präzession*) der Spin-Achse, die sich asymptotisch der Feldrichtung annähert.

Beim MRT wird ein starkes konstantes Magnetfeld B_0 in Schichtrichtung z erzeugt. Ein senkrecht dazu eingebrachter RF-Puls B_1 ganz spezifischer Frequenz (*Lamour-Frequenz*) führt einerseits zur Synchronisierung der Präzessionen, andererseits

¹Trotz der durch die kontinuierliche Schlittenbewegung und die Rotation der Aufnahmeeinheit verursachten spiralförmigen Erfassung, erfolgt die Rekonstruktion in diskreten Schichten.

zum Umkippen einiger Kerne aus der parallelen in die energetisch höhere antiparallele Ausrichtung. Nach Abschalten von B_1 kippen die Kerne unterschiedlich schnell wieder zurück (T1-Relaxation) und verlieren zunehmend an Phasengleichheit (T2-Relaxation). Beide Prozesse laufen zeitgleich ab und induzieren je nach Feldstärke und Gewebe ein detektierbares individuelles RF-Signal.

Zur Lokalisierung des Signalursprungs erfolgt eine Ortskodierung der Kernspins [Lehmann u. a. 1997]. Mit einem Gradientenfeld G_z während der Anregung wird die Feldstärke von B_0 (und somit die Larmor-Frequenz) in z -Richtung graduell verändert und ein Auslesen einzelner Schichten ermöglicht. Ein zusätzliches Gradientenfeld G_f während des Auslesens moduliert daraufhin die Frequenz der Spins entlang einer xy -Richtung. Bei der Projektionsrekonstruktion wird dies in verschiedene Richtungen wiederholt und die Schicht analog zum CT rekonstruiert. Bei der Fourierrekonstruktion wird durch G_f die Frequenz entlang y und durch ein weiteres Feld G_p zwischen Anregung und Auslesung die Phase entlang x moduliert [Möller 2002]. Durch Fouriertransformation des Gesamtsignals lassen sich die individuellen Ortsinformationen aller Einzelsignale wieder restaurieren.

Der Strahlenexposition beim CT steht eine deutlich längere Aufnahmezeit beim MRT gegenüber. Dafür bietet MRT einen weitaus höheren Weichgewebekontrast. Zudem lassen sich durch Variation der Parameter je nach diagnostischer Fragestellung unterschiedlichste Arten von Aufnahmen erzeugen. Allerdings sind die Intensitäten im Gegensatz zu CT nicht mehr geeicht.

(3D-)Ultraschall

Die medizinische Ultraschalldiagnostik basiert auf dem Einsatz von Schallwellen sehr hoher Frequenz zwischen ca. 2 und 30 MHz [Sohn und Holzgreve 2012]. Nahezu alle Geräte arbeiten nach dem Echo-Impuls-Verfahren, bei dem ein Schallkopf (*Transducer*) mit hoher Taktung kurze Wellen-Impulse aussendet. Diese Wellen werden beim Übergang zwischen Geweben verschiedener Festigkeit (*Impedanz*) partiell reflektiert und ihr Echo vom Schallkopf wieder empfangen. Je größer der Impedanzunterschied, desto stärker ist die Reflexion – und je größer die Entfernung, desto länger ist die Signallaufzeit zwischen Schallkopf und Grenzfläche². Über den zeitlichen Amplitudenverlauf des empfangenen Gesamtsignals aller Echos bilden diese beiden Größen die Grundlage der Bildrekonstruktion.

Ultraschall ist in verschiedenen Modi einsetzbar. Im *A-Mode* wird die Amplitude zur 1D-Abstandsmessung ausgewertet, z. B. in der Augenheilkunde (Bestimmung der Hornhautdicke) oder HNO (Nasennebenhöhlendiagnostik) [Michels und Jaspers 2012]. Im *M-Mode* anhand der Veränderung der Echo-Signatur Bewegungen (*Motion*) dargestellt (z. B. Echokardiographie des Herzens). Im *B-Mode* repräsentieren Pixel unterschiedlicher Helligkeit (*Brightness*) Ursprung und Stärke der Echos. Durch automatischen Schwenk des Strahls kann ein 2D-Schnittbild rekonstruiert werden, das anatomische Details wiedergibt. Im *Doppler-Mode* werden

²Die Laufgeschwindigkeit ist gewebeabhängig. Von 340 m/s (Luft) bis 3600 m/s (Knochen) variiert sie zwischen Wasser und Muskeln aber nur geringfügig (1500–1570 m/s). Ultraschallgeräte legen i. A. einen Wert von 1540 m/s (Weichgewebe) zugrunde [Michels und Jaspers 2012].

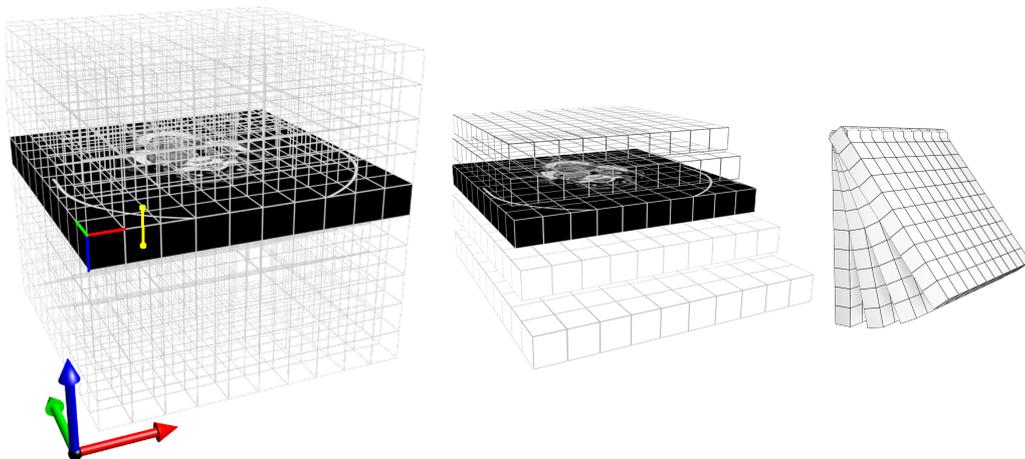


Abbildung 3.3: Aufbau tomographischer Bilddaten. *Links:* Für jeden Datensatz wird als Welteinbettung die Lage und Ausrichtung eines Referenz-Koordinatensystems hinterlegt. Im Standardfall besitzt jedes Schnitt- bzw. Schichtbild Voxel quadratischer Grundfläche (*Rot, Grün*). Die Schichtdicke (*Blau*) kann davon abweichen, entspricht meistens jedoch dem Schichtabstand (*Gelb*) des Datensatzes. *Mitte:* Die Scanebene kann auch gekippt sein. Dann entsteht ein schiefer Quader. Zudem können Schichtabstand und Schichtdicke verschieden sein. Dann entstehen Lücken, oder die Schichten überlappen sich. *Rechts:* Beim Ultraschall sind die einzelnen Schnittbilder typischerweise schief zueinander orientiert. Das gescannte Datenvolumen wird durch das Medizingerät in ein reguläres Gitter überführt.

schließlich Momentangeschwindigkeiten dargestellt. In Kombination mit dem *B-Mode* können hierdurch Anatomie und Blutfluss von Blutgefäßen bewertet und (potentiell pathologische) Neovaskularisationen identifiziert werden.

Heutige Systeme ermöglichen z. T. auch eine 3D-Bildakquise. Einsatzgebiete sind vor allem die pränatale Diagnostik [Gembruch u. a. 2013], aber auch die Mammasonographie [Heywang-Köbrunner und Schreer 2015] sowie Untersuchungen abdominaler und kardiovaskulärer Strukturen [Gupta 2007]. Durch Bewegung eines meist getrackten Ultraschallkopfes tastet der Arzt ein Volumen ab³. Aus der dabei entstehenden Sequenz von 2D-Schnittbildern und den Tracking-Informationen wird durch das Ultraschallsystem ein 3D-Volumen rekonstruiert. Hierzu muss das System die Schnittbilder allerdings zunächst automatisiert zueinander registrieren und das Ergebnis in ein reguläres Gitter transformieren (Abbildung 3.2). Neueste *Matrix-Schallköpfe* ermöglichen aber auch eine direkte Volumenerfassung [Gembruch u. a. 2013].

Weitere und multiple tomographische Modalitäten

Ergänzend zur morphologisch-anatomischen Bildgebung gibt es auch Modalitäten, die bestimmte funktionelle Charakteristika abbilden. Bei der *funktionellen Magnetresonanztomographie (fMRT)* [Belliveau u. a. 1991] wird die relative Konzen-

³Bei innerer Anwendung wie z. B. der Endosonographie [Dietrich 2008] oder der Transösophagealen Echokardiografie [Faletra u. a. 2013] finden auch rotierende Transducer Anwendung.

tration von oxygeniertem und desoxygeniertem Blut abgebildet, welche sich mit neuronaler Aktivität verändert. Bei der *Einzelphotonen-Emissionscomputertomographie* (SPECT) [Jaszczak u. a. 1980] und der *Positronen-Emissions-Tomographie* (PET) [Phelps u. a. 1975] wird die Verteilung einer applizierten schwach radioaktiven Substanz (*Tracer*) im Körperinneren erfasst, aus welcher auf die räumlich differenzierte Stoffwechselaktivität rückgeschlossen werden kann.

Die Wahl der Modalität hängt von der klinischen Fragestellung ab. Mitunter sind jedoch die Aspekte verschiedener Bildgebungen gleichermaßen wesentlich für eine differenzierte Befundung und Therapie. Hier entfaltet eine Kombination verschiedener Modalitäten ihre besondere Stärke. Durch Registrierung zweier separat erstellter Aufnahmen lässt sich ein wesentlich aussagekräftigerer multimodaler Datensatz ableiten. Inzwischen gibt es auch bereits kombinierte Aufnahmesysteme für eine duale Bildgebung von CT/MRT mit PET/SPECT [Beyer u. a. 2011b, c, a] und neuerdings auch mit Ultraschall [Stotzka u. a. 2002; Curiel u. a. 2007].

Bilddatenformat

Die Bilddaten der verschiedenen tomographischen Modalitäten sind weitgehend analog aufgebaut (Abbildung 3.2). Das Volumen wird als Folge von dim_z gleichgroßen Schnitt- bzw. Schichtbildern (*Slices*) rekonstruiert. Diese bestehen aus jeweils $dim_x \times dim_y$ bündig aneinander angrenzenden Volumenelementen (*Voxel*) quadratischen Querschnitts (*Spacing*) $vs_x = vs_y$, deren Höhe vs_z der Schichtdicke sh entspricht. Der Wert eines Voxels beschreibt dabei den innerhalb seiner Grenzen integrierten Wert der jeweiligen Messgröße (z. B. Röntgendichte) des dort vorliegenden Gewebes.

Die Schichtrichtung hängt von der konkreten Aufnahme-prozedur ab. Die Scanebene (*Gantry*) steht gewöhnlich senkrecht zu ihr, kann aber auch gekippt sein, sodass sich ein schiefer Quader ergibt. Zudem kann die Schichtdicke sh sowohl deutlich vom Voxelquerschnitt abweichen (*Anisotropie*), als auch vom Schichtabstand sd verschieden sein. In letzterem Falle würden benachbarte Schichten sich gegenseitig überlappen bzw. zwischen ihnen Leerräume entstehen. Vereinfachend wollen wir jedoch vom Standard-Fall einer ungekippten, bündigen, aber anisotropen Schichtung ausgehen.

Zur Speicherung tomographischer Bilddaten hat sich in der Praxis seit langem der Industriestandard DICOM etabliert⁴. Neben den reinen (i. A. intensitäts- bzw. grauwertbasierten) Rohbilddaten werden darin auch die notwendigen Informationen zu deren Repräsentation⁵ hinterlegt. Diese enthalten über die oben genannten Dimensionsparameter hinausgehend noch Angaben zur Welteinbettung in Form von 3D-Welt-Position und -Orientierung. Häufig werden die Bilddaten als schichtweise Einzeldateien abgelegt, welche ihrerseits alle Meta-Informationen enthalten und anhand von *Frame-Number*, *Stack-ID* und *In-Stack-Position* wieder zu Bildstapeln zusammengesetzt werden können.

⁴Mit dem 2009 eingeführten DICOM-Format *Enhanced Ultrasound Volume* hat sich zunehmend auch für 3D-Ultraschall ein entsprechender Standard etabliert [Freesmeyer u. a. 2012].

⁵sowie ergänzende Meta-Daten zu Datensatz-Identifikation, Aufnahme-parameter und Patient



Abbildung 3.4: Röntgenskalierung mittels radio-opaquer Marker (Quelle: [Blake u. a. 2013] © CC-BY-NC-3.0). *Links:* Kommerzieller Marker mit beweglichem Arm zur Justierung der Kugelposition für die Aufnahme. *Rechts:* Dank der bekannten Größe und scharfen Abgrenzung der Kugel im Röntgenbild kann die Aufnahme nachträglich skaliert werden.

3.3 Aufsichts-, Projektions- & Oberflächenaufnahmen

Wenngleich in den weiteren Kapiteln tomographische Bilddaten und die aus ihnen gewonnenen Segmentierungen im Fokus stehen, sollen im folgenden Abschnitt dennoch weitere Arten von Aufnahmen angesprochen werden, die Datengrundlage für medizinische Vermessungen bilden. Zum Einen wird damit für einige klinische Anwendungsbeispiele aus Kapitel 2 noch ein datentechnischer Bezug hergestellt. Zum Anderen sollen sie uns als zusätzliche Orientierung dienen, um beim Entwurf des Messverfahrens in Kapitel 4 einen möglichst generischen Ansatz zu verfolgen, der perspektivisch auch Anwendungsszenarien über den Kernbereich hinaus zu adressieren vermag.

Aufsichtsbilder: Mikroskopie, Dermatoskopie, Endoskopie

In der medizinischen Diagnostik finden Aufsichtsbilder vor allem in der digitalen Mikroskopie, Dermatoskopie und Endoskopie Einsatz. Während die Bilder in letztgenanntem Falle meist eine stark variierende räumliche Tiefe aufweisen, sind sie in den beiden ersteren Fällen (weitgehend) orthogonal planar. Mangels eingebetteter Meta-Informationen zu Welteinbettung oder Maßstab sind sie jedoch zunächst noch nicht direkt vermessbar. Eine entsprechende normierende Skalierung kann aber ermöglicht werden, indem z. B. für das Mikroskop oder Dermatoskop ein Messokular mit integrierter Skala [Haus 2014] verwendet bzw. ein Referenzmaß aufgenommen wird. Als generelle Option kann der medizinische Anwender die Skalierung aber auch manuell schätzen.

Projektionsbilder: Röntgen

Bei der digitalen Prothesenplanung kommen auch heute noch überwiegend konventionelle 2D-Röntgenaufnahmen zum Einsatz. Um die Eignung der verschiedenen softwareseitig hinterlegten Prothesenschablonen bewerten und ihre Einpassung planen zu können, muss das Röntgenbild zunächst passend skaliert werden.

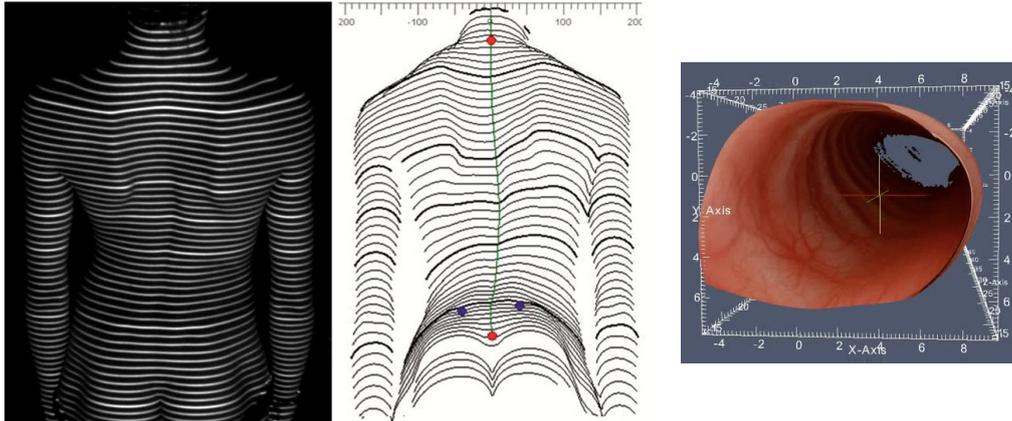


Abbildung 3.5: Links & Mitte: Aus einer 3D-Wirbelsäulenvermessung mittels VRS (siehe Abschnitt 2.1 und Abbildung 2.3) gewonnenes Oberflächenmodell (Quelle: [Betsch u. a. 2015]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). Rechts: Aus den Videobild-Daten einer Endoskopie rekonstruierte 3D-Oberfläche der Trachea-Innenseite [Meisner u. a. 2013]. (© Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Eric M. Meisner)

Dieser Maßstab hängt wegen des zentralprojektiven Charakters der klassischen Röntgenbildgebung von der Entfernung von Objekt und Aufnahmemedium zur Röntgenquelle ab und kann aus diesen beiden Werten ermittelt werden. Alternativ können bei der Erstellung der Aufnahme sogenannte radio-opaque Marker eingesetzt werden, die Dank ihrer vordefinierten Größe eine nachträgliche Skalierung erlauben (Abbildung 3.4). Da der Abbildungsmaßstab in Projektionsrichtung auch innerhalb des Körpers variiert, sollten derartige Marker nach Möglichkeit in der für den jeweiligen Anwendungsfall relevanten Fokusebene (z. B. Hüftebene) angebracht werden. Innerhalb dieser Ebene können alle Messwerte nach maßstabsgerechter Reskalierung korrekt ermittelt werden, für die davor- oder dahinterliegenden Bereiche dagegen nur mit entsprechender Abweichung. Im Vergleich beider Vorgehensweisen ermitteln [Heinert u. a. 2009] ähnliche mittlere Fehler, für die mit Markern jedoch eine deutlich geringere Varianz.

Oberflächenaufnahmen: Optrimetrie, Körper-Scan, 3D-Panendoskopie

In bestimmten Anwendungsfällen bieten einfache planare Aufsichtsbilder nicht genug Informationsgehalt, und es besteht ein Interesse daran, die nähere dreidimensionale Form und Beschaffenheit der sichtbaren Oberfläche abzubilden. Durchgeführt wird eine solche Formerfassung z. B. im Rahmen einer orthopädischen 3D-Statikvermessung [Lomba und Peper 2013], virtuellen Autopsien⁶ [Thali u. a. 2009] oder auch einem dermatologischen Ganzkörperscreening [Dornheim u. a. 2015]. Die 3D-Oberflächenrekonstruktion basiert in diesen Fällen auf strukturiertem Licht, Photogrammetrie bzw. Tiefenbildkameras. Für eine endoskopische 3D-Oberflächenerfassung werden der Baugröße wegen Stereo- oder „Time of Flight“-Optiken eingesetzt, zum Teil erfolgt eine Rekonstruktion aber auch mittels *Structure from Motion* auf Basis monokularer Bilder (Abbildung 3.5).

⁶Neben dem Körperinneren ist die Hautoberfläche von kriminalistisch ebenso großer Bedeutung, kann jedoch von „konventioneller“ medizinischer Bildgebung nicht adäquat erfasst werden.

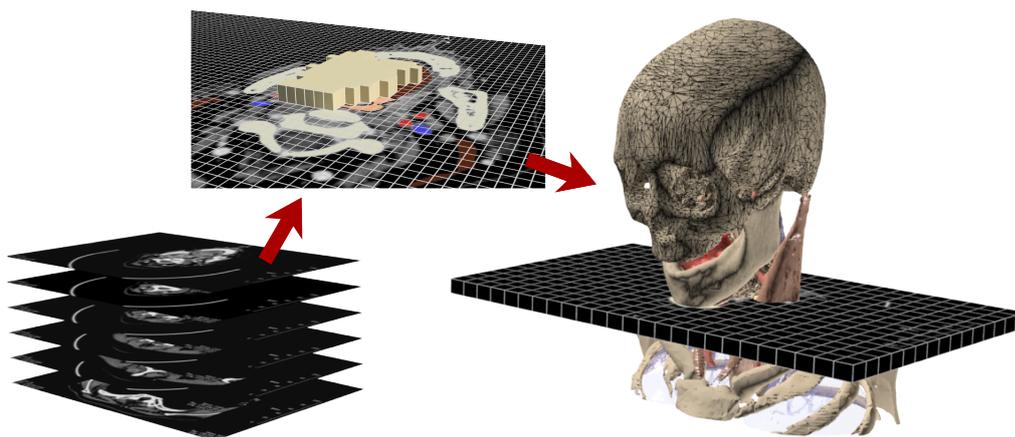


Abbildung 3.6: Zusammenhang zwischen Datensatz und Segmentierung. Häufig werden Segmentierungen in Form binärer Voxelmasken in Datensatzkoordinaten erstellt und anschließend in Oberflächennetze überführt.

3.4 Segmentierung von Strukturen

Anhand der räumlich variierenden Intensitätswerte lassen sich aus den akquirierten Aufnahmen darin enthaltene relevante Strukturen anatomischer wie pathologischer Natur extrahieren. Hierbei müssen die jeweiligen Strukturen zum Einen detektiert, zum Anderen von ihrem umgebenden Gewebe abgegrenzt werden. Die Kombination dieser beiden Schritte wird als *Segmentierung* bezeichnet, deren Ergebnis⁷ den Verlauf der Grenzfläche der entsprechenden Struktur(en) im Kontext der zugrundeliegenden Bilddaten definiert.

Welche Strukturen sich in einer Bildaufnahme gut identifizieren und nachfolgend aus selbiger entsprechend extrahieren lassen, hängt stark von der Modalität und den verwendeten Aufnahmeparametern ab. Für CT, MRT und Ultraschall wurden im Abschnitt 3.2 diesbezüglich bereits unterschiedliche prädestinierte Einsatzgebiete angesprochen. Vereinfacht lässt sich sagen, dass zur Abgrenzung einer Struktur von ihrer Umgebung entsprechende Intensitätsunterschiede erkennbar sein müssen, anhand derer beide sich diskriminieren lassen.

Fehlen diese vereinzelt oder sind zu schwach ausgeprägt, so müssen sie in den entsprechenden Bereichen entweder durch den medizinischen Experten auf Basis seiner Erfahrungen oder durch zusätzliches Modellwissen der Computeralgorithmik kompensiert werden. Von der Komplexität solchen Modellwissens, insbesondere bezüglich der modellierbaren Variabilität an Grauwert, Textur und Form, hängen maßgeblich die Möglichkeiten zur Automatisierung ab. Einen guten Überblick über das Spektrum an einschlägigen Techniken bieten [Preim und Botha 2013] in kompakter bzw. [Tönnies 2012] in entsprechend ausführlicherer Form.

⁷Im Rahmen dieser Arbeit wird der Begriff *Segmentierung* weitgehend synonym für den Segmentierungsvorgang als auch das Segmentierungsergebnis verwendet.

Im einfachsten Falle lassen sich Strukturen bereits anhand ihres Intensitätsbereiches deutlich vom umgebenden Gewebe differenzieren. Zum Einsatz kommen hierbei einfache regionenbasierte Verfahren wie (*adaptive*) *Schwellenwerte*, *Regionenwachstum* oder *Wasserscheiden-Transformation*. Ein gutes Beispiel hierfür sind durch Kalzium, Luft oder ein appliziertes Kontrastmittel definierte Strukturen im CT (z. B. Lunge [Hu u. a. 2001] oder Knochen [Kai u. a. 2010]). Deren bekannte typische HU-Werte⁸ können dabei zusätzlich eine Automatisierung unterstützen.

Sind Strukturen zwar makroskopisch moderat differenzierbar, in sich aber sehr inhomogen bzw. die Daten allgemein stark verrauscht, so sind die vorgenannten Verfahren schlecht anwendbar. Als „Allzweck-Mittel“ ohne zusätzliches Modellwissen bieten sich hier graphenbasierte Segmentierungstechniken wie *Graph Cuts*, *Random Walks* oder *Livewire* an. Insbesondere zur Segmentierung von Pathologien, deren Erscheinungsbild á priori schlecht modellierbar ist [Steger und Sakas 2012], bieten derartige Verfahren mit ihrer lokalen oder globalen Optimierung auf Basis weniger einfacher Constraints einen guten Trade-Off zwischen notwendiger Nutzerinteraktion (wenige Klicks oder Striche) und erreichbarer Segmentierungsgüte. Zum Teil lassen sich die benötigten Saatpunkte auch algorithmisch ermitteln und ermöglichen so eine vollautomatische Segmentierung (z. B. für Muskeln im MRT [Baudin u. a. 2012]).

Mit ihren Energie- bzw. Kostenfunktionen orientieren sich graphenbasierte Ansätze implizit an passenden Kanten im Bildraum. Sind solche jedoch in den Daten nicht vorhanden, so liefern diese Techniken mangels datenseitigem Support unzufriedenstellende Segmentierungsergebnisse. Modellbasierte Verfahren wie *Active Shape Models / Active Appearance Models (ASM/AAM)* [Cootes u. a. 1994, 2001], *Stable Mass Spring Models (SMSM)* [Dornheim u. a. 2005] oder *Tubular Crawlers* [McIntosh und Hamarneh 2006] sind in der Lage, derartige semantische Lücken in den Daten durch das in ihnen modellierte statistische oder prototypische Formwissen zu überbrücken. Neben den in diesen Arbeiten betrachteten Herzventrikeln und Blutgefäßbäumen wurden diese Verfahren u. a. erfolgreich zur Segmentierung weiterer Strukturen wie Leber [Heimann u. a. 2006], Becken [Smith und van Najarian 2008], Wirbelkörper [Zukic u. a. 2012], Spinalkanal [Mukherjee u. a. 2010], Speicheldrüsen [Chen u. a. 2012], sowie Lymphknoten und Schildknorpel [Dornheim u. a. 2010], [Dornheim u. a. 2006a] in Bilddaten unterschiedlichster Modalitäten eingesetzt.

Als aktueller Trend in der medizinischen Bildverarbeitung scheint sich die Zusammenführung verschiedener Informationsquellen oder -ebenen abzuzeichnen. Haben die Verfahren zurückliegend vorwiegend auf singulären Aufnahmen operiert, so adressieren neueste Entwicklungen gezielt entsprechende Multiplizitäten, wie z. B. multiple Modalitäten, Auflösungen und Skalen, Objekte und Atlanten [Deserno u. a. 2013]. Dies soll für uns eine zusätzliche Motivation darstellen, den im nächsten Kapitel vorgestellten Vermessungsansatz möglichst generisch zu halten und multiple Anwendungsszenarien adressieren zu können.

⁸Luft: -1000 HU, Fett: ca. -100 HU, Wasser: 0 HU, Knochen/Kalk: 500-1500 HU [Hosten und Liebig 2007]; Kontrastmittel (je nach Art und Abbau): 100-1000 HU [Mohnike und Hör 2006]

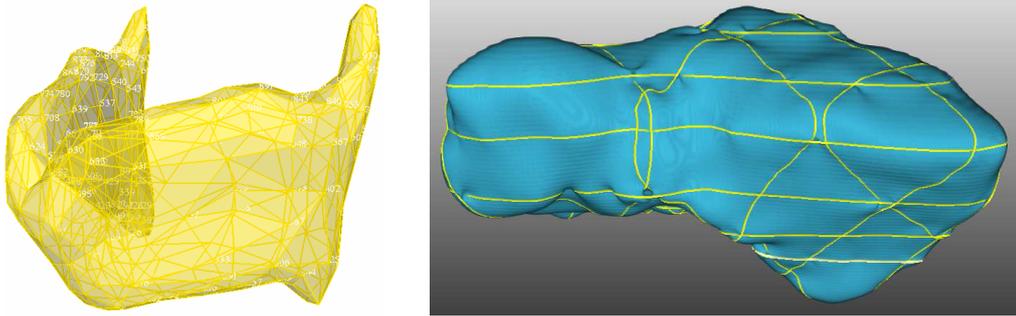


Abbildung 3.7: Links: Ein Stabiles Feder-Masse-Modell, hier das eines Schildknorpels (Quelle: [Dornheim u. a. 2006a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer), verwendet bereits intern eine Mesh-Repräsentation. Rechts: Ein implizites Oberflächenmodell, hier das eines Tumors (Nachdruck aus [Heckel u. a. 2011]. © 2011, mit freundlicher Genehmigung von Elsevier), wird bei Bedarf in eine Voxel- oder Mesh-Darstellung konvertiert.

3.5 Repräsentation segmentierter Strukturen

Die Form, in der das Ergebnis einer Segmentierung letztlich repräsentiert wird, kann von der Modalität der Bilddaten, der Art seiner Generierung und nicht zuletzt vom anschließenden Verwendungszweck abhängen. Im einfachsten Falle wird für jedes Element bzw. jeden Teilbereich der Eingabe eine atomare binäre Aussage über die Zugehörigkeit zur jeweiligen Zielstruktur getroffen. Für tomographische Bilddaten stellen damit *binäre Voxelmasken* gleichen Formats die kanonische Repräsentation dar (Abbildung 3.6). Für andere Modalitäten ergäben sich entsprechend andere Formate, z. B. Pixelmasken für 2D-Bilddaten [Candemir u. a. 2014] oder Teilgeometrien für Oberflächendaten [Hassan u. a. 2010].

Voxelmasken werden bevorzugt dort eingesetzt, wo ein unmittelbarer Bezug zu den Bilddaten maßgeblich ist, beispielsweise um bei der Visualisierung von Angiographien kontrastierter Blutgefäße störende Knochenbereiche zu unterdrücken [Fiebich u. a. 1999] oder im Rahmen eines direkten Volumenrenderings ein segmentspezifisches Shading zu ermöglichen [Link u. a. 2006].

Oftmals ist jedoch lediglich die äußere Begrenzung der Strukturen von Relevanz, wenn beispielsweise verstärkt Oberflächen visualisiert oder Objektformen quantitativ analysiert werden sollen. In solchen Fällen haben sich *polygonale Oberflächenmodelle* als kompaktere und meist deutlich effizienter zu verarbeitende Alternative etabliert. Diese Darstellungsform lässt sich durch Verfahren wie *Marching Cubes (MC)* [Lorensen und Cline 1987], *Constrained Elastic Surface Nets (CESN)* [Gibson 1998] oder *Level-Sets* [Whitaker 2000] aus den binären Voxelmasken gewinnen. Zum Teil werden auch durch das Segmentierungsverfahren selbst bereits polygonale Modelle eingesetzt (z. B. *Stable Mass Spring Models (SMSM)* [Dornheim u. a. 2005] (Abbildung 3.7) oder *Tubular Crawlers* [McIntosh und Hamarneh 2006]). In diesem Falle entfällt eine Konvertierung.

Zur Repräsentation der Oberflächengeometrie kommen gegenwärtig am häufigsten *Dreiecksnetze* zum Einsatz. Sie sind strukturell besonders simpel aufgebaut

und algorithmisch am umfangreichsten erforscht. Zudem empfehlen sie sich angesichts ihrer besonders breiten hard- und softwareseitigen Unterstützung sowie der entsprechend fortgeschrittenen Optimierung. Zugleich gewinnen aber *Vierecksnetze* (*Quad Meshes*) zunehmend an Bedeutung. Eine Übersicht über deren Vorteile bietet [Bommes u. a. 2012]. Auch Mischnetze sind möglich. Spezialisierte Konzepte wurden zudem für die Repräsentation komplexer Gefäßbäume auf Basis sogenannter *Vessel-Centerline-Trees* (z. B. mittels *Truncated Cones* [Hahn u. a. 2001] oder *Subdivision Surfaces*⁹ [Felkel u. a. 2004]) entwickelt.

Für Simulationsaufgaben, wie z. B. die Simulation von Blutfluss, Gewebedeformation oder Hitzeverteilung, müssen allerdings über das gesamte innere Volumen hinweg Materialeigenschaften wie Elastizitäts- oder Wärme-Charakteristika räumlich verteilt modelliert und Auswirkungen propagiert werden können. Zum Einsatz kommen hier *Volumennetze*, welche ihrerseits typischerweise aus bereits existierenden Oberflächennetzen durch Innenvernetzung selbiger gewonnen werden [Labelle und Shewchuk 2007], wobei *hexaedrischen Netzen* [Shepherd und Johnson 2008] gegenüber *tetraedrischen Netzen* bessere Simulationseigenschaften zugeschrieben werden.

Neben einer expliziten Repräsentation in Form von Polygonen bzw. Polyedern lassen sich Segmentierungen auch implizit abbilden. Dies kann einerseits über die Extraktion der Oberfläche aus einer (partiellen) Binärsegmentierung durch modellfreie implizite Verfahren wie *MPU Implicits* [Braude u. a. 2007; Ohtake u. a. 2003], *Regularized Membrane Potentials* [Jalba und Roerdink 2009], *Energy-Minimizing Implicit Functions* [Heckel u. a. 2011] (Abbildung 3.7) oder *Parametric Patch Meshes* [Grimm und Hughes 1995] erfolgen. Andererseits können auch gleich im Rahmen der eigentlichen Segmentierung modellbasierte Verfahren mit impliziter Darstellung, wie z. B. *Active Shape / Active Appearance Models* [Cootes u. a. 1994, 2001] Einsatz finden.

3.6 Genauigkeitsaspekte im Umgang mit medizinischen Bilddaten und Segmentierungen

Möchte man auf segmentierten Strukturen Vermessungen durchführen, um die daraus gewonnenen Ergebnisse dann zurück auf die reale Situation zu übertragen, so sollte man sich über mögliche Ungenauigkeiten und Störungen innerhalb der Prozesskette ihrer Entstehung bewusst sein. Auf diese Aspekte soll im Folgenden in gegebener Kürze eingegangen werden.

Zunächst basieren alle Bildgebungen auf dem Prinzip, dass eine Signalantwort über ein zeitliches Intervall und räumliches Teilvolumen integriert wird. Grenzen mehrere Bereiche unterschiedlicher Intensität in einem Voxel aneinander, so vermischen sich ihre Signalantworten und sie tragen jeweils partiell zum Wert des

⁹Während der erstgenannte Ansatz für die Visualisierung die spezielle OpenGL-Extension GLEXTENSION verwendet, wird beim zweiten letztendlich ein Quad Mesh generiert.

Voxels bei. In gleicher Weise führen Bewegungen (z. B. Atmung, Darmperistaltik, Muskeln, Herzaktionen) während der Aufnahmedauer dazu, dass verschiedene Bereiche des Situs zu unterschiedlichen Voxeln beitragen. Diese als *Partialvolumeneffekt* und *Bewegungsartefakte* bezeichneten Störungen [Dössel und Buzug 2014] sind allen Bildgebungen gemein, treten je nach Orts-Auflösung und Aufnahmedauer jedoch unterschiedlich stark auf.

Gehören zwei benachbarte Voxel zu unterschiedlichen Strukturen, so sind für deren gute Differenzierbarkeit neben der reinen *Bit-Tiefe* [Shortliffe u. a. 2013] vor allem der *Gewebekontrast*, der *Detektor-Kontrast*, sowie das *Signal- bzw. Kontrast-Rausch-Verhältnis* [Bushberg u. a. 2011] ausschlaggebend. Auch diese unterscheiden sich je nach Modalität (und Gewebe). Zum Teil können kontrastverstärkende Mittel die Bildgebung unterstützen und Gewebegrenzen präzisieren.

Darüber hinaus existieren weitere Arten von Störungen, die den spezifischen Modalitäten individuell zu eigen sind. Hierzu zählen u. a. *Strahlenaufhärtung* und *Photonenverringerng* beim CT, *Ghosting* und *Feldinhomogenitäten* beim MRT, sowie *Schattenbildung* und *Nachhall* beim Ultraschall. Für Details zu modalitätsspezifischen Artefakten und Korrekturstrategien sei auf [Barrett und Keat 2004] (CT), [Smith und Nayak 2010] (MRT) sowie [Feldman u. a. 2009] (US) verwiesen.

Der eigentliche Segmentierungsprozess – ob manuell oder (semi)automatisch – sowie eine etwaige Nachverarbeitung können ihrerseits noch zusätzliche Fehler beitragen. [Mönch 2014] betrachtet diese Fragestellung im Rahmen der Segmentierung und 3D-Modellgenerierung für verschiedene medizinische Anwendungen. Unterschiedliche Validationsmetriken für Segmentierungen werden in [Benhabiles u. a. 2010] diskutiert. Eine formale Methode zur Auswahl geeigneter Bewertungsmetriken basierend auf medizinischen Ground-Truth-Daten beschreiben [Taha u. a. 2014], während [Kohlberger u. a. 2012] einen allgemeinen Lernansatz vorstellen, welcher ohne Ground-Truth eine Schätzung für den Segmentierungsfehler ermittelt. Speziell für die Mesh-Vereinfachungen diskutiert [Luebke 2003] eine breite Auswahl an Ansätzen und Metriken.

Die entsprechenden Autoren der in den beiden vorangegangenen Absätzen genannten Arbeiten betrachten die einzelnen Störungen allerdings als jeweils in sich abgeschlossene Probleme. Eine ganzheitliche Betrachtung der gesamten Prozesskette inklusive Fehlerpropagation bietet [Hahn 2005] mit besonderem Fokus auf die Volumetrie neuroanatomischer Strukturen im MRT.

3.7 Zusammenfassung

Dieses Kapitel hat sich thematisch mit der Datengrundlage für die algorithmische Verarbeitung medizinischer Bilddaten und der aus ihnen gewonnenen Segmentierungen befasst und damit die Basis für ein generalisiertes Messverfahren für segmentierte medizinische Strukturen gelegt. Dabei wurde der Leser zunächst in die medizinische Bildgebung eingeführt.

Daraufhin wurde beschrieben, welche Arten von Modalitäten sich prinzipiell für Vermessungen eignen und in welcher Form deren Bilddaten jeweils repräsentiert werden. Anschließend wurde beleuchtet, welche unterschiedlichen Darstellungsvarianten für die in diesen Bilddaten enthaltenen medizinischen Strukturen – je nach Anwendungsbereich – üblicherweise Verwendung finden. Diese Repräsentationsformen sollen uns im nachfolgenden [Kapitel 4](#) als Orientierung dienen, um einen besonders generischen Vermessungsalgorithmus für ein möglichst breites Spektrum an Varianten medizinischer Segmentierungen zu entwickeln.

Im letzten Abschnitt wurde ein Überblick gegeben, welche Ungenauigkeiten und Fehler im Rahmen der medizinischen Bildgebung und -verarbeitung auftreten können. Im Rahmen dieser Dissertation wollen wir allerdings grundsätzlich davon ausgehen, dass diese Fehlerquellen außerhalb unseres Einflussbereiches sind. Ziel des im folgenden Kapitel zu entwerfenden generischen Messverfahrens sollte es daher sein, im Sinne einer Fehlerpropagation keine zusätzlichen Ungenauigkeiten zu produzieren oder diese wahlweise zu limitieren. Hierzu werden die Segmentierungen zunächst als grundsätzlich korrekt angenommen. Möglichkeiten zum Umgang mit etwaigen bereits bekannten und modellierten Ungenauigkeiten werden jedoch auch noch einmal konkret thematisiert.

4

Automatische Berechnung abstandsbasierter Maße

In [Kapitel 2](#) wurde bereits die Bedeutung räumlicher Vermessungen für die Medizin im Allgemeinen und für die Chirurgie im Besonderen ausgeführt. Dabei wurde eine Vielzahl relevanter Maße zusammengetragen, wobei über reine Volumina und Winkel hinaus die Gruppe der abstandsbasierten Maße eine große Variabilität an unterschiedlichen Ausprägungen und Anwendungsfällen aufwies. Genau diese soll daher fortan im Fokus der Betrachtungen liegen.

Im anschließenden [Kapitel 3](#) wurde ausgeführt, welche Modalitäten der medizinischen Bildgebung sich grundsätzlich für Vermessungsaufgaben eignen und in welcher Form Bilddaten und Segmentierungen (je nach Modalität und Anwendungsszenario) üblicherweise repräsentiert werden.

Das folgende Kapitel stellt nun den Hauptbeitrag dieser Dissertation dar. Mit Blick auf das breite Spektrum an relevanten abstandsbasierten Maßen einerseits und die verschiedenartigen Repräsentationen für Segmentierungen andererseits wird ein besonders generischer Algorithmus vorgestellt, der beide Aspekte bedienen und diesbezüglich möglichst flexibel einsetzbar sein soll. Durch Verwendung entsprechender spatialer Datenstrukturen erlaubt er zudem eine effiziente Berechnung des jeweiligen Maßes. Vor allem aber garantiert er unter der Annahme exakter Eingaben auch entsprechend exakte bzw. wahlweise beliebig genaue Messergebnisse. Letztlich ist er dank seines generischen Designs sogar in der Lage, explizit oder implizit modellierte Ungenauigkeiten konkludent zu berücksichtigen.

Abschnitt [4.1](#) geht zunächst auf Vorarbeiten und verwandte Arbeiten zur automatischen Vermessung medizinischer Segmentierungen ein. Nachdem im darauffolgenden Abschnitt [4.2](#) Ziele und Rahmenbedingungen definiert wurden, wird in Abschnitt [4.3](#) der entwickelte ganzheitliche Ansatz für die effiziente Berechnung flexibler abstandsbasierter Maße vorgestellt. Dabei wird zunächst das algorithmische Design in seiner Gesamtform präsentiert, bevor daraufhin dessen generische

Komponenten für die beispielhafte Vermessungsaufgabe der *Berechnung kürzester Abstände zwischen segmentierten Strukturen* konkretisiert werden.

Abschnitt 4.4 beleuchtet die universelle Einsetzbarkeit des Ansatzes. Hierzu werden für die generischen Komponenten alternative Konkretisierungen präsentiert, welche auch parallel zueinander koexistieren können und in der vorgestellten Konstellation Berechnungsaufgaben für weitere Abstandsmaße, (Segmentierungs-) Repräsentationen sowie spatiale Randbedingungen ermöglichen. In Abschnitt 4.5 wird daraufhin noch einmal der Umgang mit Ungenauigkeiten thematisiert, bevor wir in Abschnitt 4.6 wieder zur konkreten Vermessungsaufgabe kürzester Abstände zurückkehren, um den präsentierten Ansatz auf seine Effizienz hin zu evaluieren. Das Kapitel endet mit einer ausführlichen Zusammenfassung und Schlussfolgerung in Abschnitt 4.7.

4.1 Vorarbeiten und verwandte Arbeiten

Ogleich die *umfassende* Segmentierung von 3D-Datensätzen i. A. noch immer relativ aufwendig ist und deshalb primär zu Forschungs- oder Präsentationszwecken durchgeführt wird, sind aus chirurgischer Sicht nur ausgewählte Zielstrukturen von Relevanz. Zudem schreitet die automatische Segmentierung in summa zunehmend voran (vgl. Abschnitt 2.4 und 3.4). Trotz ihres Potentials scheint die Thematik der automatischen Vermessung segmentierter Strukturen in der einschlägigen Literatur der medizinischen Bildverarbeitung jedoch bis dato noch stark unterrepräsentiert.

Computergestützte manuelle Vermessung

In der Praxis erfolgen medizinische Vermessungen meist direkt auf den Bilddaten. Während radiologische Workstations dem Radiologen je nach Ausstattung unterschiedlich komfortable interaktive 2D- und 3D-Messfunktionen für die Befundung zur Verfügung stellen, stützt der Chirurg seine Planung überwiegend auf den Bericht des Radiologen. Unter Zuhilfenahme der Schichtbilddaten muss er weitere chirurgisch relevante, aber vom Radiologen nicht erhobene Maße [Oldhafer u. a. 2002] schätzen oder auf Mess-Tools medizinischer Bildbetrachter zurückgreifen, die ihm verschiedene 2D-Abstands-, Winkel- und Flächenmaße innerhalb einzelner Schichten ermöglichen. Ein solches Feature führen [Haak u. a. 2015] in ihrem aktuellen Vergleich von 27 DICOM-Viewern als eines von 29 Vergleichskriterien an, ohne jedoch die konkret möglichen Maße näher zu differenzieren.

Auch die Ermittlung von Läsionsgrößen nach WHO [WHO 1979] oder RECIST [Therasse u. a. 2000] erfolgt innerhalb singularer Schichten. Für „echte“ 3D-Punktabstände, -Längenskalen und -Winkel präsentieren [Hastreiter u. a. 1998] und [Preim u. a. 2002b] unterschiedliche interaktive Tool-Widgets für 3D-Szenen, aber auch Schichtbilddarstellungen, welche in Kapitel 5 noch einmal aus Sicht der Visualisierung räumlicher Maße betrachtet werden. [Reitinger u. a. 2006] stellen Konzepte für interaktive Vermessungen in VR-Umgebungen vor.

Für die Volumenbestimmung haben sich Planimetrie und Point-Counting als Messmethoden trotz ihres Aufwandes bis heute erhalten [Mazonakis u. a. 2004; Acer u. a. 2008]. Als häufig genutzte Alternative findet vielfach aber die Ellipsoid-Methode Anwendung, wobei eine Achse meist der Schichtrichtung entspricht. [Hastreiter u. a. 1998] stellen ein interaktives 3D-Widget zur freien Positionierung, Skalierung und 3D-Rotation des Ellipsoides im Volumenrendering vor, zu dem [Preim u. a. 2002b] später eine 2D-Repräsentation im Schichtbild entwickeln.

Arbeiten zur Volumetrie

Für eine vorhandene Segmentierung lässt sich das Volumen direkt bestimmen¹. Stattdessen wird sich in der Literatur mit weitergehenden Aspekten beschäftigt, wie z. B. der Genauigkeit der Segmentierung bzw. dessen Volumen selbst, der vergleichenden approximativen Volumen-Bestimmung sowie der Aussagekraft des Volumens gegenüber zurückliegend verwendeten Größenmaßen.

Mit der *Morphologischen Volumetrie* stellt [Hahn 2005] ein Rahmenkonzept zur zuverlässigen volumetrischen Quantifizierung von komplexen dreidimensionalen Strukturen vor und adressiert die Fehlerkette entlang der quantitativen Bildgebungs-Pipeline. [Kuhnigk u. a. 2006] präsentieren einen Ansatz, in welchem sie ein automatisches morphologisches Segmentierungsverfahren mit einer segmentierungs-basierten Partialvolumenanalyse (SPVA) koppeln, um variierende Aufnahmebedingungen zu adressieren. Mittels Adaptive Spatial Subdivision führen [Heckel u. a. 2014] eine segmentierungs-basierte Korrektur des Partialvolumens zur Volumenbestimmung solider Läsionen im CT durch.

Einen Überblick über aktuelle softwarebasierte volumetrische Methoden geben [Graser u. a. 2008] und weisen in ihrer Studie im Vergleich zu den RECIST-Kriterien eine deutlich erhöhte Sensitivität und Reproduzierbarkeit in der Detektion therapie-induzierter Größenänderungen von Metastasen beim Nierenzellkarzinom nach. Auch [An u. a. 2014] untersuchen die Eignung einer MRT-Volumetrie zur Quantifizierung des Ansprechverhaltens raumfordernder Läsionen, kommen im Vergleich zu RECIST 1.1 jedoch lediglich zu einer vergleichbaren Aussagekraft. Mit Fokus auf das Lymphknoten-Staging untersuchen [Fabel u. a. 2012] den Einfluss der Schichtdicke auf Volumetrie und RECIST. Trotz stärker wachsender relativer Fehler bei der Volumetrie mit zunehmender Schichtdicke ($\geq 3\text{mm}$) resümieren sie eine zufriedenstellende Eignung im klinischen Szenario.

Neben einer Quantifizierung der Tumorlast dient die Volumetrie vor allem auch der Ermittlung funktionaler Volumina. In der Leberchirurgie ist sie beispielsweise essentieller Bestandteil einer computergestützten Planung von Tumorresektionen [Lang u. a. 2005] und Lebendspenden [Radtke u. a. 2006]. Im Rahmen einer Machbarkeits- und Risikoanalyse sowie der anschließenden Detailplanung ist

¹Bei einer voxelbasierten Segmentierung ist es das Produkt aus Voxelanzahl und Voxelausdehnung (unter ggf. ergänzender Berücksichtigung eines von der Voxelhöhe abweichenden Schichtabstandes). Für ein topologisch korrektes polygonales Oberflächenmodell ergibt sie sich aus der Summe der vorzeichenbehafteten Einzelvolumina aller Pyramiden, die sich aus den Oberflächenpolygonen und einem beliebigen festen Punkt im \mathbb{R}^3 bilden.

das funktionale Volumen des Remnants sowie des etwaigen Transplantats ein ausschlaggebender Faktor. Im Vergleich zur klassischen Planimetrie konnte dabei durch [Yamanaka u. a. 2007] eine höhere Güte bei der Resektionsplanung Hepatocellulärer Karzinome nachgewiesen werden. Zugleich zeigen [Hansen u. a. 2014] den in Grenzfällen potentiell kritischen Einfluss möglicher Fehler- und Ungenauigkeitsquellen innerhalb der quantitativen Bildgebungs-Pipeline auf.

Anwendungsbeispiele für Abstände und Winkel ohne Umsetzungsdetails

Es lassen sich durchaus Beispiele zur automatischen Vermessung medizinischer Strukturen in der Fachliteratur finden. Diese sind jedoch in aller Regel sehr spezifisch auf das konkret betrachtete Problem zugeschnitten und werden in ihrer genauen Algorithmik oftmals auch nicht näher ausgeführt.

Für die computergestützte Planung individueller Hüftoperationen geben [Handels u. a. 2000] dem Anwender zur Ermittlung der optimalen Prothesenstellung neben interaktiven Messwerkzeugen eine farbkodierte Visualisierung der minimalen Oberflächenabstände zwischen Implantatmodell und segmentierten Knochen zur Hand. Eine automatische Flächen- und Volumenberechnung hilft ihm zusätzlich bei der vergleichenden Beurteilung unterschiedlicher Schnittführungen.

Das von [Wolsiffer und Kalender 2000] vorgestellte Softwaresystem zur 3D-Planung von Knieendoprothesen berechnet durch Optimierung der jeweiligen Winkel und Abstände (Abschnitt 2.1) die anatomisch günstigste Positionierung und Ausrichtung der Prothese. Grundlage bilden die entsprechenden manuell vorgegebenen oder automatisch berechneten mechanischen und anatomischen Achsen. Für die Implantatplanung im Mittelohr stellen [Dornheim u. a. 2008a] eine Computerunterstützung vor. Auf Basis von aus μ CT-Daten gewonnenen Segmentierungen wird automatisch die erforderliche Prothesenlänge berechnet. Die Winkel an den Ansatzpunkten können interaktiv vermessen werden.

Konkrete Messverfahren für verschiedene abstands-basierte Maße

Der manuellen axialen Bewertung von Lymphknoten nach RECIST 1.1 stellen [Steger u. a. 2011] eine automatische Vermessung der Segmentierung gegenüber. Zum Einen bestimmen Sie schichtweise die konvexe Hülle der segmentierten Voxel und mittels *Rotating Calipers* die längste Achse und das an ihr orientierte minimale Bounding-Rectangle. Zum Anderen ermitteln Sie in 3D die konvexe Hülle der Voxel und darauf mittels Hauptkomponentenanalyse (PCA) die volumenminimale objektorientierte Bounding-Box (OOBB). Die daraus abgeleiteten approximierten Volumina vergleichen Sie zudem mit dem echten Segmentierungsvolumen.

Neben interaktiven Werkzeugen zur manuellen Vermessung stellen [Preim u. a. 2002b] zwei Methoden zur automatischen Berechnung von Abmaßen und Winkeln vor. Als Grundlage dienen hier die Oberflächennetze der segmentierten Strukturen. Auf diesen führen Sie eine PCA durch², um daraus die OOBB ab-

²Allerdings wird nicht näher darauf eingegangen, dass eine standardmäßig punkt-basierte PCA sensitiv gegenüber einer stark inhomogenen Punktdichte ist. Die erste uns bekannte PCA in geschlossener Form für echte polygonale Oberflächennetze präsentieren [Gupta u. a. 2008].

zuleiten. Für den Winkel zwischen zwei Strukturen verwenden sie jeweils nur die erste Hauptkomponente dieser beiden. Die Winkelberechnung eignet sich damit nur für elongierte Objekte – z. B. die Knochen von Ober-/Unterschenkel bzw. Ober-/Unterarm, nicht jedoch die Wirbel der Wirbelsäule.

Mit dem Ziel, Schnittbilddarstellungen um chirurgisch nützliche Informationen anzureichern, präsentieren [Tietjen u. a. 2006] eine Visualisierung von Sicherheits-Margins durch farbkodierte Isolinien. Hierzu wenden Sie ausgehend von den segmentierten pathologischen Strukturen eine Distanztransformation auf den Datensatz an. Distanzfelder können sowohl zwei- als auch dreidimensional erzeugt werden [Jones u. a. 2006; Fabbri u. a. 2008] und kodieren in jedem Voxel einen schichtweisen oder 3D-Abstand für diesen zu den vorgegebenen Randvoxeln auf Basis der jeweils zugrundegelegten Metrik. Sie werden in der Bildanalyse und Formerkennung benutzt, um beispielsweise Skelette von segmentierten Strukturen zu extrahieren oder Isolinien bzw. Offset-Oberflächen einheitlichen Abstandes zu erzeugen. [Krüger u. a. 2007] setzen sie als Potentialfelder ein, um für die virtuell-endoskopische Planung von Nasennebenhöhlenoperationen eine haptische Rückkopplung bei der interaktiven Kamerasteuerung zu geben.

Maße wie Objektausdehnungen oder Inter-Objekt-Abstände wurden mit Distanzfeldern indes bisher nicht adressiert. Sie scheinen aus mehreren Gründen ungeeignet für diese Art von Problemstellungen: Punkt-zu-Objekt-Abstände lassen sich für jeden Voxel direkt auslesen, Objekt-zu-Objekt-Abstände müssen jedoch aufwendig ermittelt werden. Zudem sind Distanzfelder erheblich speicherplatzfordernd, da ihre Ausdehnung die Anfragestrukturen mit umfassen muss und sie zudem schlecht in der Auflösung skalieren. Nicht zuletzt stellen sie sich als vergleichsweise unflexibel heraus. Da das zugrundeliegende Maß hart-kodiert und somit auf intrinsische Weise mit dem Distanzfeld untrennbar verbunden ist, würden verschiedene Arten von Messaufgaben multiple Distanzfelder erfordern.

Trotz eingehender Recherche konnte mit [Preim u. a. 2003] nur ein publiziertes Verfahren in der medizinischen Anwendung gefunden werden, welches sich direkt mit der Thematik der automatischen Bestimmung kürzester Abstände zwischen segmentierten anatomischen Strukturen für diese Art der Repräsentation auseinandersetzt. Sie greifen ein Verfahren aus der Robotik auf [Quinlan 1994], dessen Bausteine am Ende dieses Abschnittes kurz skizziert werden sollen.

Abstandsvermessung in anderen wissenschaftlichen Bereichen

Dieser Mangel an domänen-spezifischen Ansätzen legt es nahe, auch Lösungen aus anderen wissenschaftlichen Bereichen näher zu berücksichtigen. In der Algorithmischen Geometrie und der Robotik beispielsweise wurde diese Fragestellung bereits verstärkt untersucht. In letzterem Falle jedoch eher mit Interesse an reiner Kollisionserkennung oder Approximation, weshalb sich dortige Erkenntnisse nur eingeschränkt auf das vorliegende Szenario übertragen lassen.

Während die Verfahren sich lange Zeit auf konvexe Objekte beschränkt haben (z. B. [Lin und Canny 1991; Bobrow 1989]), wird zunehmend auch das nicht-konvexe Szenario betrachtet. Hierbei haben sich rein analytische Ansätze (z. B. [Gilbert

und Johnson 1988]) nur bedingt in der Praxis durchgesetzt. Voronoi-basierte Ansätze (z. B. [Kawachi und Suzuki 2000; Sud u. a. 2006]) wurden für schnelle Annäherungsberechnungen vorgeschlagen. Eine robuste Implementierung erweist sich jedoch als problematisch in der Praxis [Ledoux 2007]. Zudem ist bei Voronoi-Diagrammen, wie schon bei Distanzfeldern, das zugrundeliegende Distanzmaß in der Repräsentation fest verdrahtet.

Darüber hinaus finden hierarchie-basierte Verfahren am häufigsten Anwendung. Die Hierarchie kann dabei aus verschiedenen Detailstufen (*Levels of Detail, LOD*) des Objektes selbst aufgebaut sein (sogenannte *Hierarchical Object Models*, z. B. [Faverjon 1989]). Oder sie besteht aus einer Sammlung simpler Hüllkörper, die aufeinander aufbauend immer größere Teile des Objektes überdecken (sogenannte *Bounding Representations*). *Bounding Representations* basieren dabei auf zwei Grundelementen: Einer räumlichen Dekompositionstechnik, mittels der die Eingabedaten in geeignete räumliche Untermengen partitioniert werden können, sowie eine geometrische Formdefinition in Verbindung mit einer Konstruktionsregel, mittels derer für eine gegebene räumliche Datenmenge ein diese umschließender Hüllkörper (*Bounding Volume*) erzeugt werden kann. [Gottschalk u. a. 1996] bieten einen Überblick zu verschiedenen ausgewählten Arten von Hüllkörpern und räumlichen Dekompositionstechniken und erörtern die zu erwartende Performance hierarchischer Methoden in Form entsprechender Kostenfunktionen.

Auch das in [Preim u. a. 2003] beschriebene Verfahren zur Abstandsberechnung anatomischer Strukturen basiert auf *Bounding Representations*. In Anlehnung an [Quinlan 1994] wurden in diesem Falle Kugeln als Hüllkörper gewählt, was sich im Hinblick auf die Laufzeit als nicht unbedingt optimal erweist. Darüber hinaus werden die als Oberflächennetze gegebenen Segmentierungen gleich im initialen Schritt auf ihre Punktmengen reduziert. In der Folge könnte hierdurch potentiell wertvolle Präzision verloren gehen, insbesondere wären beliebige Schnitte nicht mehr zuverlässig identifizierbar.

4.2 Ziele und Rahmenbedingungen

Hat sich aus dem Mangel an bzw. die Unzulänglichkeiten von bereits vorhandenen Lösungen ein grundsätzlicher Bedarf zur Erarbeitung eines neuen Ansatzes herauskristallisiert, so gilt es als nächstes, dessen angestrebte Ziele und Anforderungen zu konkretisieren. Im Hinblick auf die automatische Berechnung abstandsbasierter Maße wurden hierzu folgende Kriterien herausgearbeitet:

Vielseitigkeit in der Anwendung Die Methode sollte möglichst vielseitig für verschiedene Arten von Vermessungsaufgaben einsetzbar sein. Zweifelsohne besteht immer die Möglichkeit, für jede einzelne Aufgabe eine jeweils eigene Insellösung zu entwickeln. Ein dahingehend integrierter Ansatz jedoch hilft, etwaige Vorverarbeitungszeiten ebenso wie die Gesamtspeicherlast zu reduzieren, was nicht zuletzt im Hinblick auf die stetig wachsenden Datenmengen von zunehmendem Interesse sein dürfte.

Vielseitigkeit in der Eingabe Zugleich sollte sich die Methode nach Möglichkeit nicht auf eine einzelne vordefinierte Form der Datenrepräsentation beschränken. Insbesondere sollten vor allem sowohl Voxelmasken als auch Oberflächennetze als mögliche Darstellungsvarianten unterstützt werden. Darüber hinausgehende Varianten, wie z. B. polytopische Volumenmodelle, würden den Ansatz zusätzlich aufwerten – im optimalen Falle wäre eine möglichst freie Definition der Darstellung wünschenswert.

Effizienz in der Berechnung Die Methode sollte effizient in der Berechnung sein. Für eine effektive Verwendung in der interaktiven Operationsplanung müssen die angeforderten Maße so umgehend wie möglich bereitgestellt werden. Es ist anzunehmen, dass der Mediziner sich wenig geneigt sieht, länger als notwendig auf das Ergebnis einer Berechnung zu warten.

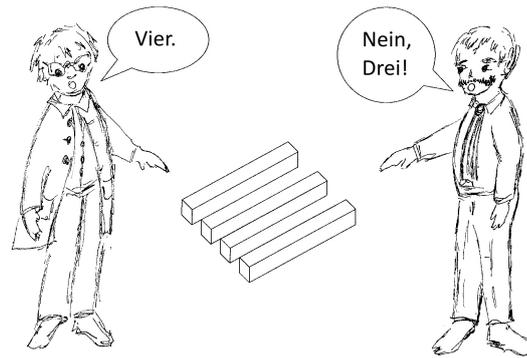
Garantie in der Ergebnisgüte Der Ansatz sollte in geeigneter Weise eine Gütegarantie zur Reproduzierbarkeit und Genauigkeit ermittelter Ergebnisse mitbringen. Im Rahmen dieser will sich der Chirurg uneingeschränkt auf die Belastbarkeit der berechneten Maße verlassen können.

Die aufgeführten Kriterien sind dabei als nicht unbedingt gleichwertig anzusehen. Auch handelt es sich um zum Teil graduelle Merkmale, welche durch den designierten Ansatz in unterschiedlich starkem Maße ausgeprägt sein können. Mit Blick auf die Frage der Gewichtung ist zunächst grundsätzlich festzustellen, dass eine als störend empfundene hohe Laufzeit schnell die Akzeptanz des Verfahrens gefährdet. Auf der anderen Seite bietet eine Optimierung der Laufzeit über diese Akzeptanzschwelle bzw. eine vom Nutzer überhaupt wahrnehmbare Verzögerung hinaus nur noch einen unverhältnismäßig geringen Mehrwert, welcher dem der anderen Kriterien dann letztlich hintenansteht. Hier bietet sich die Möglichkeit der gezielten Umgewichtung.

Hinsichtlich der Ergebnisgüte ist nicht zuletzt für Verlaufskontrollen eine Reproduzierbarkeit der Vermessung essentiell. Darüber hinausgehend ist eine Maximierung der Genauigkeit erstrebenswert. Das genaue Ausmaß kann vom konkreten Anwendungsfall, von verfügbaren Ressourcen oder vom Nutzerwunsch abhängig gemacht werden. Dem Mediziner als Endanwender (bzw. einem möglicherweise nachfolgenden Algorithmus) sollte hier im Vorfeld ein Feedback zur voraussichtlich erreichbaren bzw. im Nachgang ein Feedback zur effektiv erreichten Güte gegeben werden. Im optimalen Falle sollten *exakte* Ergebnisse garantiert werden können. Bezüglich des Begriffes „Exaktheit“ wollen wir dabei bis auf weiteres folgenden Standpunkt vertreten:

Jede einzelne Segmentierung wurde entweder durch einen medizinischen Experten selbst erstellt oder aber durch einen solchen zumindest bestätigt bzw. abgenommen. Dieser grundlegenden Annahme folgend stellt die Segmentierung als solche einen „dreidimensionalen Befund“ durch den entsprechenden Experten dar. Dieser kann von Experte zu Experte durchaus maßgeblich variieren, wie die Karrikatur in Abbildung 4.1 – etwas überzeichnet, aber im Kern letztlich zutreffend – darstellt. Die einzig sinnvolle und transparente Vorgehensweise kann nur darin liegen, sich der einen jeweils vorliegenden Expertenmeinung anzuschließen

Abbildung 4.1: Zwei Expertenmeinungen zum gleichen Sachverhalt. Realität kann so komplex sein, dass gleichwertig valide Beobachtungen von unterschiedlichen Standpunkten einander zu widersprechen scheinen. Gerade in der Medizin sind die mit den verschiedenen Fachbereichen einhergehenden Prägungen nicht zu unterschätzen.



und hierfür objektive Ergebnisse bereitzustellen. Über die Korrektheit oder Güte dieses (3D-)Befundes wollen wir nicht näher urteilen. Vor diesem Hintergrund nun möchten wir eine „exakte Vermessung einer Segmentierung“ nicht mit der „exakten Vermessung der realen medizinischen Struktur“ gleichsetzen, sondern vielmehr als Antwort auf eine vom Arzt unter Bereitstellung seines 3D-Befundes gestellten Messaufgabe verstanden wissen: „*Unter der Annahme, dass die von Ihnen bereitgestellten Daten korrekt sind, ist dies das zugehörige exakte Messergebnis*“.

Selbst wenn man die Annahme einer Exaktheit der Eingaben außen vor lässt, bestünde ein Sinn darin, eine exakte Berechnung des Messergebnisses zu fordern. Grund hierfür ist die bereits im vorigen [Kapitel 3](#) erläuterte Propagation und Akkumulation von Fehlern. Als konkretes Beispiel sei eine isotrope Binärsegmentierung mit Voxel-Größe und Voxel-Abstand von $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$. Unter Annahme einer damit einhergehenden Ungenauigkeit von $\pm 0.5 \text{ Voxeln} = \pm 0.5 \text{ mm}$ wäre es nicht legitim, eine Messgenauigkeit auf den gegebenen Eingabedaten von ebenfalls $\pm 0.5 \text{ mm}$ zu fordern, da dies in summa den Eingabefehler verdoppeln könnte. Nur eine exakte Vermessung garantiert kein zusätzliches Anwachsen des numerischen Fehlers.

Dennoch soll die Möglichkeit nicht außer Acht gelassen werden, dass der medizinische Experte seinerseits bewusst eine gewisse Unsicherheit in der Segmentierung zum Ausdruck bringen will. Über die Berechnung exakter Maße hinausgehend soll daher in [Abschnitt 4.5](#) der Umgang mit Ungenauigkeiten thematisiert werden.

Bezüglich der *Vielseitigkeit in der Eingabe* sollte das generische Verfahren mindestens die gängigen Repräsentationsformen einer voxelbasierten und einer meshbasierten Segmentierung unterstützen. Bezüglich der *Vielseitigkeit in der Anwendung* wären die beiden grundlegenden Messaufgaben „*kürzester Abstand zwischen zwei Strukturen*“ sowie „*Durchmesser einer Struktur*“ zwingend abzudecken. Eine Unterstützung alternativer Repräsentationsformen und diverser weiterer Maße sollte dennoch konzeptuell berücksichtigt werden.

Insgesamt sollte aus Sicht einer Priorisierung den Kriterien *Effizienz* und *Gütegarantie* das höhere Gewicht beigemessen werden und die beiden Kriterien zur *Flexibilität* ausgehend von der genannten Minimalanforderung nachrangig maximal ausgebaut werden. An diesen Maßgaben orientiert sich der Entwurf.

4.3 Ein ganzheitlicher Ansatz für effiziente und flexible Distanzmaße

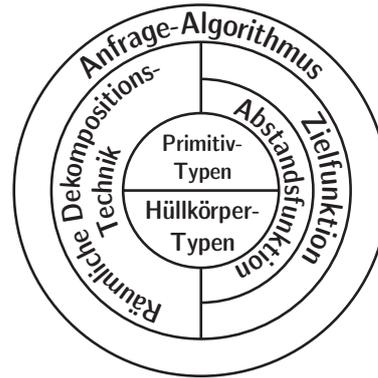
Dieses Kapitel soll den eigenen entwickelten und in [Rössling u. a. 2009b, 2010a] publizierten Ansatz vorstellen. Wir werden uns hierzu in erster Linie an Segmentierungen in Form von 3D-Oberflächennetzen (Abbildung 3.6) orientieren. Sie können nach Bedarf auch Subvoxel-Genauigkeiten abbilden und ermöglichen eine effiziente, exakte und generische Berechnung von Abstandsmaßen. Wie in Kapitel 3 bereits ausgeführt, stellen Oberflächennetze jedoch keine grundlegende Einschränkung dar. Voxelbasierte Segmentierungen können auf Basis ihrer Seitenflächen verlustfrei dargestellt bzw. mit einschlägigen Techniken (Abschnitt 3.5) innerhalb der Voxelgenauigkeit in visuell ansprechendere korrespondierende Oberflächennetze transformiert werden. Auf weitere Repräsentationsformen wird jedoch im späteren Verlauf des Kapitels noch eingegangen.

Basierend auf dieser Art der Darstellung streben wir dabei nach geometrisch korrekten Ergebnissen. Zweifelsohne gibt es Ungenauigkeiten im Sinne von Unschärfen und Schwankungen im Rahmen der Bildaufnahme sowie Segmentierung. Diese Probleme treten jedoch bereits an früheren Zeitpunkten der Verarbeitungskette auf und sind außerhalb unserer Kontrolle. Das Beste, was man de facto tun kann, ist, zu garantieren, dass keine neuen zusätzlichen Fehler mehr eingeführt werden.

Auch wenn es nicht unmittelbar vorteilhaft erscheinen mag, exakte Ergebnisse für inakurate Daten berechnen zu wollen, liegt darin dennoch ein Nutzen. Segmentierungen, die von einem medizinischen Experten erzeugt oder zumindest bestätigt wurden, können letztlich als eine Art „subjektive Ground Truth“ angesehen werden. Auf diese Weise können exakte Ergebnisse garantiert werden für diesen „klinischen Befund“, den der Arzt in Form der gegebenen Segmentierung zum Ausdruck gebracht hat.

Die grundlegende Strategie des Ansatzes stellt sich wie folgt dar: In einem Vorverarbeitungsschritt wird ein räumlicher Suchbaum für jedes zu einer segmentierten Struktur assoziierte Oberflächennetz konstruiert. Die Ermittlung eines spezifischen Wertes, wie zum Beispiel des kürzesten Abstandes zwischen zwei Strukturen, läuft dann auf eine spezifische Anfrage auf dieser geometrischen Suchdatenstruktur hinaus. Die separate Wahl der austauschbaren Komponenten des Designs ermöglicht dabei letztlich die Berechnung einer ganzen Vielzahl verschiedener Maße mit einer *einzig*en Art von Datenstruktur. Diese Aspekte werden in den folgenden Abschnitten erörtert. Dabei soll zunächst das allgemeine generische Design präsentiert und anschließend auf die konkrete Anwendung der Berechnung kürzester Abstände zwischen als Oberflächennetz gegebenen segmentierten anatomischen Strukturen fokussiert werden. Für diese spezifische Aufgabe sollen korrespondierende Realisierungen für die einzelnen generischen Komponenten beispielhaft gegeben und anschließend Aspekte zum Laufzeitverhalten diskutiert werden.

Abbildung 4.2: Das generische Design des Ansatzes erlaubt einen flexiblen zweckgerichteten Austausch der internen Komponenten, um die verschiedensten Messaufgaben erfüllen zu können und bei Bedarf individuelle Anforderungen oder Beschränkungen gezielt zu adressieren. (Übersetzte Darstellung. Quelle: [Rössling u. a. 2010a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)



4.3.1 Generisches Design

Um eine möglichst große Bandbreite an Einsatzszenarien und klinisch relevanten Maßen unterstützen zu können, streben wir nach maximaler Flexibilität und folgen hierzu dem „Generic Design“ Paradigma. Es erlaubt, jede einzelne Design-Komponente durch eine beliebige andere zu ersetzen, welche die gleichen zugrundegelegten Rahmenbedingungen erfüllt, und hat sich als überaus erfolgreich erwiesen beim Entwurf bekannter Algorithmen-Bibliotheken wie z. B. der C++ Standard Template Library (STL), der Boost Library und der Computational Geometry Algorithms Library (CGAL) [Fabri u. a. 2000].

Geometrische Primitiv-Typen: Der Kern des Gesamtdesigns (Abbildung 4.2) besteht aus einer kleinen Menge von unterstützten geometrischen Primitiv-Typen. Die späteren Eingabedaten für den Algorithmus werden angenommen, in Form einer endlichen Liste von Elementen ebendieser Typen gegeben zu sein. Für „reine“ 3D-Dreiecksnetze ist es im Grunde also hinreichend, ein Dreieck als einzig unterstützten Primitiv-Typ beizusteuern. Um jedoch in der Lage zu sein, auch verallgemeinerte Dreiecksnetze mit degenerierten Flächen prozessieren zu können, werden im Rahmen der nachfolgenden Ausführungen verallgemeinernd alle drei Simplizes (d. h. Punkt, Kante und Dreieck) berücksichtigt. Weitere Typen für Primitive sind möglich, werden in der Praxis aber eher selten verwendet.

Hüllkörper-Typen: Die Primitive eines gegebenen Eingabe-Netzes werden später abgedeckt von einer Hierarchie an **Hüllkörpern** eines oder prinzipiell auch mehrerer verschiedener vordefinierter Typen. Die unterstützten Formen können dabei beliebiger Art sein, solange sie konvex sind und eine schnelle Abstandsberechnung zwischen je zwei Instanzierungen erlauben. Im Allgemeinen finden besonders einfache Formen (vgl. Abbildung 4.3) wie Hüllkugeln (*Bounding Spheres*), achsen-parallele Bounding-Boxen (*AABB*), objektorientierte Bounding-Boxen (*OBB*) oder auch diskrete orientierte Polytope Anwendung, wobei sich üblicherweise auf genau einen ausgewählten Typ beschränkt wird.

Distanzfunktion: Basierend auf diesen zwei Mengen von unterstützten Primitiv-Typen und Hüllkörper-Typen gilt es eine Distanzfunktion zu definieren, welche auf beliebig gepaarten Instanzen für jede dieser beiden Mengen

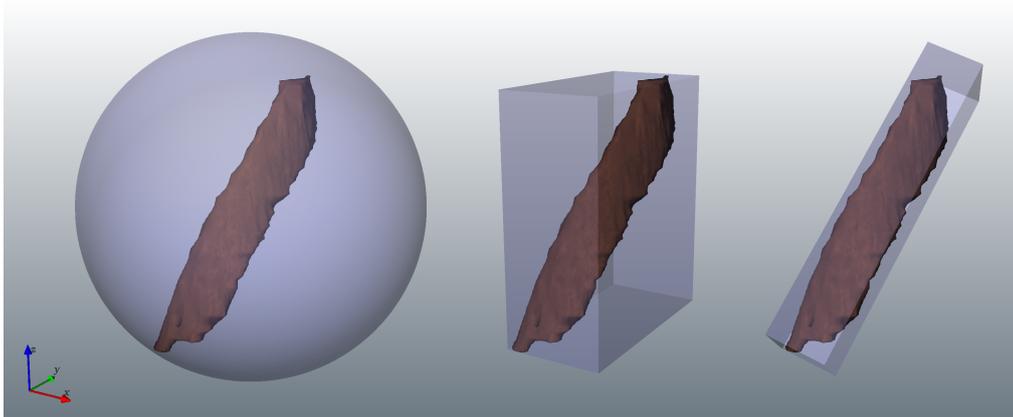


Abbildung 4.3: Gängige Typen von Hüllkörpern am Beispiel des M. Sternocleidomastoideus. *Links:* Eine Hüllkugel bzw. Umkuugel ist insensitive gegenüber der Objektausrichtung, aber umschließt Objekte mit wachsender Länglichkeit zunehmend unnötig generös. Darüber hinaus ist die eindeutige minimale Umkuugel i. A. inhärent schwer zu berechnen. *Mitte:* Die kleinste achsen-parallele Bounding Box ist äußerst einfach zu berechnen und zu vergleichen, ihre Größe jedoch ist sensitiv zur Objektausrichtung. *Rechts:* Die kleinste objekt-orientierte Bounding Box passt sich dem Objekt am besten an, bedarf im Gegenzug jedoch eines deutlich größeren Aufwandes für Berechnung und Vergleich. (Quelle: [Rössling u. a. 2010a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer))

operiert. Diese Funktion auf zwei Primitive angewendet soll dabei den exakten Abstand zwischen ebendiesen in der der Distanzfunktion jeweils zugrunde gelegten Metrik zurückliefern. Für zwei Hüllkörper soll die Distanz-Berechnung demgegenüber lediglich einen Wert zurückliefern, der eine gültige (je nach konkretem Anwendungskontext obere bzw. untere) Schranke für jeden möglichen Abstand darstellt, der zwischen einem beliebigen Primitiv aus dem ersten und einem beliebigen Primitiv aus dem zweiten Hüllkörper prinzipiell angenommen werden könnte. Wie wir später sehen werden, wäre es theoretisch ausreichend, die Definition der Distanzfunktion auf Paare von Primitiven und Paare von Hüllkörpern zu beschränken. Der konzeptuellen Vollständigkeit halber empfiehlt es sich jedoch, auch Kreuzungen von Paaren zuzulassen. Für eine Distanzberechnung zwischen einem Primitiv und einem Hüllkörper soll dann in analoger Weise ebenfalls eine derartige (obere bzw. untere) Schranke zurückgeliefert werden.

Räumliche Dekompositionstechnik: Die Hüllkörper dienen in ihrer hierarchischen Anordnung dazu, die Suchanfrage durch den räumlichen Suchbaum zu leiten. Dieser Baum kann seinerseits im Top-Down- oder Bottom-Up-Prinzip konstruiert werden. Seine Blätter enthalten eine vordefinierte Maximalanzahl an geometrischen Primitiven, und jedem inneren wie äußeren Knoten ist ein Hüllkörper assoziiert, der sämtliche durch den an diesem Knoten verwurzelten Unterbaum abgedeckten Primitive umschließt. Der Konstruktionsprozess wird geleitet durch eine räumliche Dekompositionstechnik, welche einen gegebenen Raum in Unterräume partitioniert und

damit einhergehend die in ersterem beinhalteten Primitive vollständig auf (i. A. disjunkte) korrespondierende Untermengen aufteilt. Abhängig von der jeweils gewählten Dekompositionstechnik erhält man einen spezifischen Typ von räumlichem Suchbaum, wie z. B. einen Octree, kD-Tree o. ä. Für einen Überblick und Details zu weiteren Techniken sei der Leser auf einschlägige Fachbücher zur algorithmischen Geometrie und zu geometrischen Datenstrukturen verwiesen, wie z. B. [Sack und Urrutia 2000] oder [Langetepe und Zachmann 2006].

Zielfunktion: Im Zuge der Bearbeitung einer Suchanfrage an die räumlichen Suchbäume der jeweils involvierten Oberflächennetze wird die Distanzfunktion auf Paare von Hüllkörpern oder geometrischen Primitiven angewendet. Die sich dabei jeweils ergebenden Resultate müssen jedoch anschließend noch zusammengeführt und im Kontext aller noch zu bearbeitenden Knoten-Paare bewertet werden. Diese Aufgabe wird von der Zielfunktion erfüllt, welche durch ihre numerische Bewertung eine Priorisierung über die noch zu prozessierenden Einträge induziert und damit deren Bearbeitungsreihenfolge definiert.

Anfrage-Algorithmus: Der Anfrage-Algorithmus kombiniert letztlich alle zuvor aufgeführten Komponenten, um mit deren Hilfe die angestrebte Vermessungsaufgabe zu realisieren. Er stellt dem Nutzer eine geeignete Schnittstelle bereit, um die relevanten Eingabedaten entgegenzunehmen und das ermittelte Ergebnis letztlich zurückzugeben. Im Minimum werden hierbei zwei Suchbäume der jeweiligen Strukturen von Interesse als Eingabe bereitgestellt und das geforderte numerische Maß zurückgegeben. Die Signatur dieser Schnittstelle kann jedoch mit Blick auf die Ein- und Ausgabeparameter dem konkreten Anwendungszweck folgend gezielt erweitert werden. So kann z. B. alternativ eine ganze Menge von Objekten (statt eines Paares) als Eingabe ermöglicht werden. Oder der Algorithmus bietet eine über den numerischen Wert hinausgehende erweiterte Ausgabe zum Zwecke einer anschließenden Nachnutzung, wie z. B. die das ermittelte Abstandsmaß definierenden Primitive. Auch weitergehende nutzer-spezifizierte Rahmenbedingungen, wie z. B. eine Region von Interesse (ROI) können über eine dahingehend erweiterte Schnittstelle übergeben werden und im Rahmen des Suchprozesses Berücksichtigung finden.

4.3.2 Konkretisierung der Komponenten für die Bestimmung von kürzesten Abständen

Das vorgestellte generische Framework erlaubt es, die Konkretisierungen der abstrakten Komponenten derart zu wählen, dass sie das spezifische Anwendungsszenario und die darin angesiedelte Messaufgabe möglichst optimal adressieren. Als beispielhafte Anwendung von chirurgischem Interesse werden wir nachfolgend die Aufgabe betrachten, kürzeste Abstände zwischen anatomischen Strukturen zu berechnen.

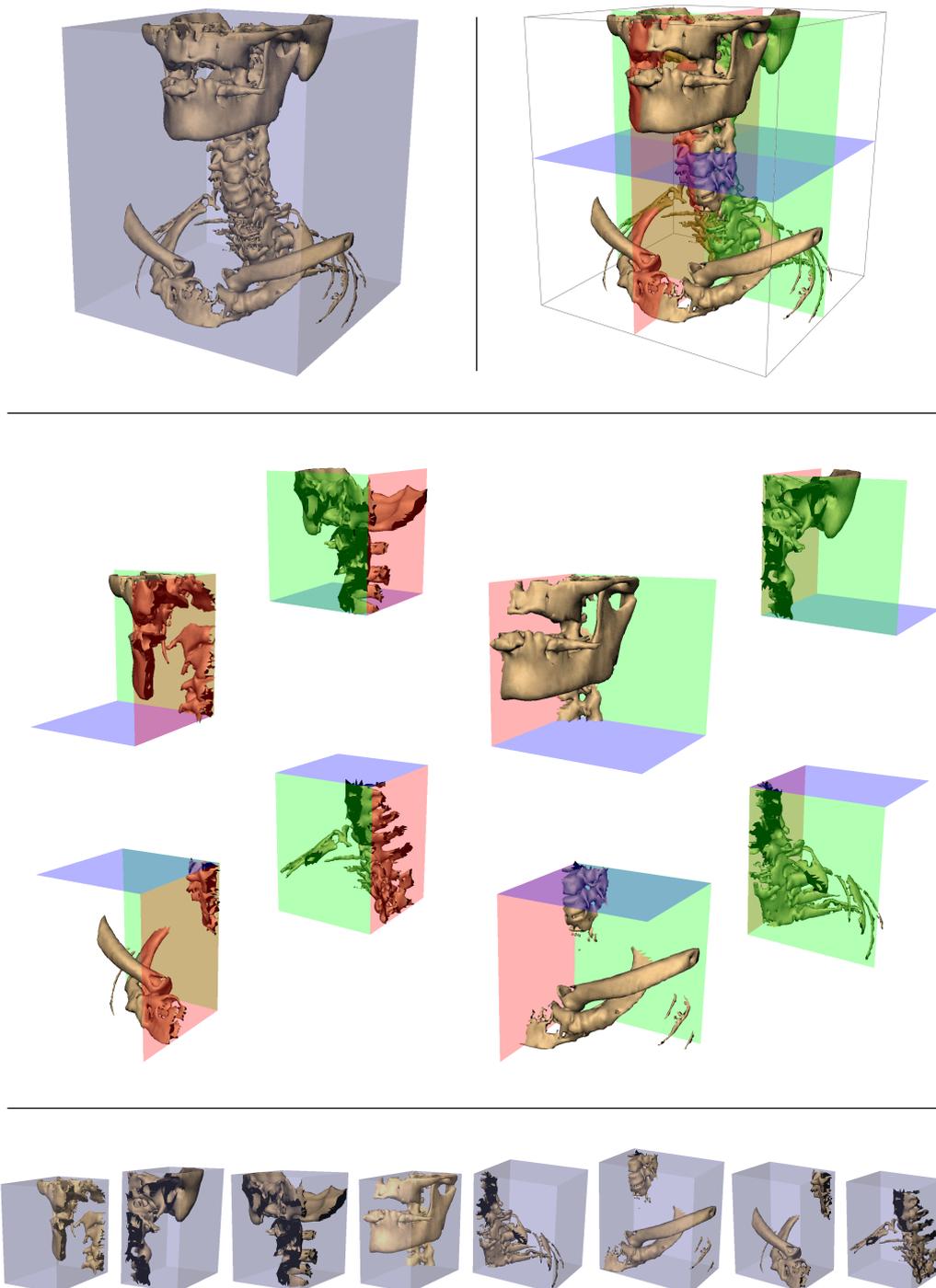


Abbildung 4.4: Rekursionsschritt der Suchbaum-Konstruktion. *Oben:* Für den aktuellen Knoten (*links*) wird der Schwerpunkt der von ihm abgedeckten Primitive berechnet. Dieser bestimmt die Position der Trennebenen (*rechts*). *Mitte:* Die Trennebenen zerlegen den mit dem aktuellen Knoten assoziierten Raum in Unterräume. Entsprechend dieser wird die Menge an Primitiven in korrespondierende räumliche Untermengen partitioniert. *Unten:* Für jede Untermenge wird ein Kindknoten erstellt und mit selbiger assoziiert. In diesem Zuge werden AABB und Schwerpunkt der jeweiligen Untermenge zugleich mit ermittelt.

Zunächst gehen wir davon aus, dass die zu verarbeitenden segmentierten Strukturen in Form von Oberflächendreiecksnetzen (vgl. Abbildung 3.6) vorliegen mögen. Um dabei auch verallgemeinerte Dreiecksnetze mit degenerierten Flächen (z. B. Skelette oder Mittellinien, siehe Abbildung 4.7) prozessieren zu können, werden, wie im vorangegangenen Abschnitt vorgeschlagen, die drei Simplizes **Punkt**, **Kante** und **Dreieck** als zulässige Elemente unterstützt.

In puncto dediziertem Hüllkörpertyp fiel die Entscheidung auf **achsen-parallele Bounding-Boxen**, da diese besonders einfach zu berechnen sind und effizient verglichen werden können. [Gottschalk u. a. 1996] zufolge erzielen objekt-orientierte Bounding-Boxen zwar eine deutlich bessere Anpassung an die Daten (vgl. Abbildung 4.3), sind jedoch wesentlich aufwendiger in der Berechnung und langsamer im Vergleich. Hüllkugeln auf der anderen Seite umschließen die Daten zumeist deutlich großräumiger als achsen-parallele Bounding-Boxen und sind darüber hinaus teurer sowohl in ihrer Konstruktion³ als auch im Vergleich.

Als Distanzfunktion wurde der **euklidische Abstand** für Paare von Bounding-Boxen sowie sämtliche unterstützten Primitiv-Typen implementiert. Da es gemäß der Aufgabenstellung unter allen Abständen den kürzesten zu ermitteln gilt, wurde entsprechend das **Minimum** als Zielfunktion herangezogen.

Die gewählte räumliche Dekompositionstechnik ist ähnlich einem **Octree**, allerdings nicht basierend auf dem inhärent festen Mittelpunkt der Box, sondern auf dem zuvor ermittelten gewichteten **Schwerpunkt** aller enthaltenen Primitive. Ein herkömmlicher Octree beginnt mit einem Hüllwürfel (**Bounding Cube**) vordefinierter Größe (üblicherweise Potenz von 2) und Position (zumeist zentriert im Koordinatenursprung). In jeder Hierarchieebene wird der aktuelle Würfel genau an seinem Mittelpunkt in 8 untereinander identisch dimensionierte Unterwürfel aufgeteilt. Für den Suchbaum demgegenüber wird für jeden Knoten der gewichtete **Schwerpunkt** (auch **Baryzentrum**, **Massenmittelpunkt**, **Center of Mass** oder **Center of Gravity**) aller in der assoziierten Bounding-Box enthaltenen Primitive bestimmt, welcher seinerseits dann wiederum als Pivot-Punkt herangezogen wird, um das Volumen der Bounding-Box weiter zu unterteilen und die darin enthaltenen Daten entsprechend zu partitionieren. Dabei werden jedoch nicht einfach die Teilquader verwendet, die sich direkt durch Auftrennung der Bounding-Box am Pivot-Punkt ergeben. Vielmehr werden im Zuge der Aufteilung der Primitive in Untermengen sogleich neue Bounding-Boxen für selbige ermittelt, um so die geometrischen Daten noch kompakter zu umschließen. Insgesamt lässt sich feststellen, dass der vorgeschlagene räumliche Suchbaum im Wesentlichen genauso einfach zu erstellen ist wie ein regulärer Octree, dieser jedoch merklich besser ausbalanciert ist und damit durchschnittlich bessere Anfragezeiten verspricht.

Beim Anfrage-Algorithmus handelt es sich technisch um eine **Prioritätswarteschlangen-basierte A*-Suche** auf dem Faktor-Graphen, der durch die beiden Suchbäume der Eingabe-Objekte induziert wird.

³Der erhöhte Aufwand bezieht sich auf die Bestimmung der optimalen, d. h. *kleinsten* Hüllkugel. eine *beliebige* Hüllkugel kann demgegenüber einfacher berechnet werden, z. B. als Umkugel der Bounding-Box.

Für ein umfassenderes Verständnis sollen die folgenden drei Unterabschnitte noch einmal näher auf die geometrische Datenstruktur des räumlichen Suchbaumes, auf den Anfrage-Algorithmus für kürzeste Abstände selbst, sowie auf die Abstandsberechnung zwischen Primitiven eingehen.

4.3.3 Konstruktion der Suchbaum-Datenstruktur

Für das Oberflächennetz einer gegebenen anatomischen Struktur wird der korrespondierende Suchbaum rekursiv nach dem Top-Down-Prinzip aufgebaut. In einer initialen Vorverarbeitung wird für jedes geometrische Primitiv der zugehörige Schwerpunkt bestimmt. Jede nachfolgende Rekursionsstufe besteht daraufhin aus zwei Schritten (Abbildung 4.4).

Zunächst wird ein neuer Baumknoten erzeugt, welcher die aktuelle Menge an Primitiven aufnimmt. In diesem Zuge wird die korrespondierende Bounding-Box ebenso wie der gewichtete Schwerpunkt für diesen Knoten sogleich mit bestimmt. Der Schwerpunkt eines Knotens ergibt sich dabei aus der gewichteten Summe der individuellen Schwerpunkte aller von diesem Knoten abgedeckten Primitive, mit der differenzierten Gewichtung $w = 1, 2, 3$ für Punkte, Segmente und Dreiecke. Dieser Punkt teilt das Volumen des Hüllkörpers in eine *linke* vs. *rechte*, *obere* vs. *untere* sowie *vordere* vs. *hintere* Seite.

Im zweiten Schritt werden diese Koordinaten dann entsprechend herangezogen, um die zu diesem Knoten assoziierte Menge an Primitiven in Untermengen von ungefähr gleicher Größe zu zerlegen. Dieser Schritt, den wir im weiteren Verlauf als *Spaltung* bzw. *Split* bezeichnen wollen, kann dabei wahlweise an zwei konzeptuell verschiedenen Zeitpunkten erfolgen: Entweder werden direkt nach der Konstruktion der Wurzel des Baumes alle Kindknoten auf rekursive Weise wiederholt aufgespalten, bis der komplette Baum vollständig aufgebaut ist (*Volle Spaltung* bzw. *Full Split*). Oder dem Wurzelknoten wird lediglich die gesamte Menge an Primitiven zugewiesen und jede nachfolgende Suchanfrage löst nacheinander an genau jedem Knoten eine Spaltung aus, in die sie anschließend weiter absteigen muss (*Spaltung nach Bedarf* bzw. *On-Demand Split*).

4.3.4 Anfrage-Algorithmus für kürzeste Abstände

Für die spezifische Aufgabenstellung der Berechnung kürzester Abstände beschreiben wir im Folgenden eine konkrete Anfrage-Prozedur. Der Algorithmus beginnt mit einer Prioritätswarteschlange, welche als einziges Element das Paar der Wurzelknoten beider Suchbäume der zu testenden Strukturen enthält. Bis der finale Abstand letztlich gefunden ist, extrahiert der Algorithmus iterativ das vorderste Element $e = (\mathcal{A}, \mathcal{B})$ der Prioritätswarteschlange, verfeinert die Anfrage bezüglich der Kinder eines der beiden Knoten (z. B. $\mathcal{A}_1, \dots, \mathcal{A}_8$) und fügt anschließend die neuen Paarungen (in diesem Beispiel dann $(\mathcal{A}_1, \mathcal{B}), \dots, (\mathcal{A}_8, \mathcal{B})$) wieder zurück in die Warteschlange.

Algorithmus KONSTRUIERE SUCHBAUM

Eingabe: $\mathcal{S} = \{\pi_1 \dots \pi_n\}$: Menge von Primitiven π_i
komplett: soll der Baum gleich vollständig aufgebaut werden (*full split*)
 werden oder später bei der Suchanfrage (*on-demand split*)? → ja/nein

Ausgabe: \mathcal{T} : Suchbaum für \mathcal{S}

Bestimme für alle Primitive deren zugehörige Schwerpunkte:

- 1: **für alle** $\pi_i \in \mathcal{S}$ **tue**
- 2: bestimme $\text{schwerpkt}_i \leftarrow \text{Schwerpunkt}(\pi_i)$

Konstruiere den Suchbaum rekursiv in Top-Down-Manier:

- 3: $\mathcal{T} \leftarrow \text{ErzeugeBaumknoten}(\mathcal{S})$
- 4: $\text{UnterteileBaumknoten}(\mathcal{T}, \text{komplett})$
- 5: **gib zurück** \mathcal{T}

Funktion ERZEUGE BAUMKNOTEN(Menge \mathcal{S})

Erzeuge einen neuen Baumknoten und weise ihm die übergebene Menge von Primitiven zu.
 Bestimme in diesem Zuge sogleich Schwerpunkt und Bounding-Box:

- 1: erzeuge leeren Baumknoten \mathcal{T}
- 2: **für alle** $\pi_i \in \mathcal{S}$ **tue**
- 3: $\mathcal{T}.\text{primitive} \leftarrow \mathcal{T}.\text{primitive} \cup \{\pi_i\}$
- 4: $\mathcal{T}.\text{bbox} \leftarrow \text{BoundingBox}(\mathcal{T}.\text{bbox}, \pi_i)$
- 5: $\mathcal{T}.\text{gewicht} \leftarrow \mathcal{T}.\text{gewicht} + w_i$
- 6: $\mathcal{T}.\text{schwerpkt} \leftarrow \mathcal{T}.\text{schwerpkt} + w_i \cdot \text{schwerpkt}_i$
- 7: **gib zurück** \mathcal{T}

Funktion UNTERTEILE BAUMKNOTEN(Baum \mathcal{T} , bool *rekursiv_weiter*=ja)

Partitioniere \mathcal{T} in Unterbäume von ungefähr gleicher Größe, entsprechend der 8 Oktanten,
 die sich aus der Lage des Schwerpunktes von \mathcal{T} ergeben. Fahre ggf. rekursiv fort:

- 1: erzeuge Mengen $\mathcal{S}_1 \dots \mathcal{S}_8$ für die 8 Oktanten
 - 2: **für alle** $\pi_i \in \mathcal{T}.\text{primitive}$ **tue**
 - 3: bestimme $\text{okt} \leftarrow \text{Oktant}(\mathcal{T}.\text{schwerpkt}, \pi_i)$
 - 4: $\mathcal{S}_{\text{okt}} \leftarrow \mathcal{S}_{\text{okt}} \cup \{\pi_i\}$
 - 5: **für** $\text{okt} \leftarrow 1$ **bis** 8 **tue**
 - 6: **wenn** $\mathcal{S}_{\text{okt}} \neq \emptyset$ **dann** $\mathcal{T}.\text{kind}_{\text{okt}} \leftarrow \text{ErzeugeBaumKnoten}(\mathcal{S}_{\text{okt}})$
 - 7: **wenn** *rekursiv_weiter* **und** $|\mathcal{S}_{\text{okt}}| > 1$ **dann**
 - 8: $\text{UnterteileBaumknoten}(\mathcal{T}.\text{kind}_{\text{okt}}, \text{rekursiv_weiter})$
-

Algorithmus 4.1: Algorithmus zum Aufbau des Suchbaums nach [Rössling u. a. 2010a] in Pseudocode-Notation. Die Segmentierung wird in Form der Menge ihrer geometrischen Primitive bereitgestellt. Optional kann gewählt werden, ob der Suchbaum vollständig aufgebaut werden soll (*Full Split*), oder ob zunächst nur der Wurzelknoten unterteilt werden soll und alle weiteren erst später nach Bedarf (*On-Demand Split*). Ersteres ist der Standard.

Algorithmus KÜRZESTER ABSTAND

Eingabe: \mathcal{S}, \mathcal{T} : zwei Suchbäume, wie zuvor beschrieben

Ausgabe: $(d, \pi_{\mathcal{S}}, \pi_{\mathcal{T}})$: kürzester Abstand d zwischen den Primitiven aus \mathcal{S} und denen aus \mathcal{T} , sowie die beiden ihn definierenden Primitive $\pi_{\mathcal{S}}, \pi_{\mathcal{T}}$

Initialisiere Rückgabewerte und Prioritätswarteschlange:

- 1: initialisiere $d \leftarrow \infty, \pi_{\mathcal{S}} \leftarrow \text{ungültig}, \pi_{\mathcal{T}} \leftarrow \text{ungültig}$
- 2: erzeuge leere Prioritätswarteschlange Q
- 3: **wenn** \mathcal{S} nicht leer **und** \mathcal{T} nicht leer **dann**
- 4: füge $(\mathcal{S}, \mathcal{T}, \text{dist}(\mathcal{S}.bbox, \mathcal{T}.bbox))$ in Q ein

Verfeinere die Suchanfrage bzgl. Kopf von Q immer weiter, bis kürzester Abstand gefunden:

- 5: **solange** Q nicht leer **tue**
- 6: setze $(\mathcal{A}, \mathcal{B}, \alpha) \leftarrow \text{Kopf}(Q)$
- 7: **wenn** $d \leq \alpha$ **dann**
- 8: **gib zurück** $(d, \pi_{\mathcal{S}}, \pi_{\mathcal{T}})$
- 9: **wenn** \mathcal{A} enthält nur noch ein einziges Primitiv $\pi_{\mathcal{A}}$
und \mathcal{B} enthält nur noch ein einziges Primitiv $\pi_{\mathcal{B}}$ **dann**
- 10: aktualisiere $d \leftarrow \alpha$
- 11: aktualisiere $\pi_{\mathcal{S}} \leftarrow \pi_{\mathcal{A}}, \pi_{\mathcal{T}} \leftarrow \pi_{\mathcal{B}}$
- 12: **sonst**
- 13: VerfeinereSuche(Q)
- 14: **gib zurück** $(d, \pi_{\mathcal{S}}, \pi_{\mathcal{T}})$

Funktion VERFEINERE SUCHE (Prioritätswarteschlange Q)

Verfeinere die Suchanfrage selektiv für einen der zwei Teilbäume in Richtung seiner Kinder:

- 1: setze $(\mathcal{A}, \mathcal{B}, \alpha) \leftarrow \text{Kopf}(Q)$
- 2: EntferneKopf(Q)
- 3: **wenn** \mathcal{B} enthält genau ein Primitiv
oder $\text{Volumen}(\mathcal{B}.bbox) < \text{Volumen}(\mathcal{A}.bbox)$ **dann**
- 4: **wenn** \mathcal{A} noch nicht unterteilt **dann** UnterteileBaumknoten(\mathcal{A}, nein)
- 5: **für alle** $\mathcal{A}_i \in \mathcal{A}.kindknoten$ **tue**
- 6: setze $\alpha_i \leftarrow \text{dist}(\mathcal{A}_i.bbox, \mathcal{B}.bbox)$
- 7: füge $(\mathcal{A}_i, \mathcal{B}, \alpha_i)$ wieder in Q ein
- 8: **sonst**
- 9: **wenn** \mathcal{B} noch nicht unterteilt **dann** UnterteileBaumknoten(\mathcal{B}, nein)
- 10: **für alle** $\mathcal{B}_i \in \mathcal{B}.kindknoten$ **tue**
- 11: setze $\alpha_i \leftarrow \text{dist}(\mathcal{A}.bbox, \mathcal{B}_i.bbox)$
- 12: füge $(\mathcal{A}, \mathcal{B}_i, \alpha_i)$ wieder in Q ein

Algorithmus 4.2: Anfrage-Algorithmus zur Bestimmung kürzester Abstände nach [Rössling u. a. 2010a] in Pseudocode-Notation. Die Segmentierungen werden in Form ihrer Suchbäume übergeben. Wenn der Algorithmus die Suchanfrage bzgl. eines Knotens der beiden Bäume verfeinern muss, welcher im Rahmen des Aufbaus oder vorangegangener Suchen noch nicht weiter zerlegt wurde, wird seine Unterteilung entsprechend angestoßen (*On-Demand Split*).

In jedem solchen Schritt definieren die Bounding-Boxen $BBox(\mathcal{A})$, $BBox(\mathcal{B})$ der beiden Knoten eines Paares $(\mathcal{A}, \mathcal{B})$ eine untere Schranke für den Abstand zwischen einem beliebigen Primitiv $\pi_i^{\mathcal{A}}$ aus der ersten und einem anderen beliebigen Primitiv $\pi_j^{\mathcal{B}}$ aus der zweiten Bounding-Box:

$$\forall \pi_i^{\mathcal{A}} \in \mathcal{A}, \pi_j^{\mathcal{B}} \in \mathcal{B} : \text{dist}(\pi_i^{\mathcal{A}}, \pi_j^{\mathcal{B}}) \geq \text{dist}(BBox(\mathcal{A}), BBox(\mathcal{B}))$$

Diese Schranke wird als Prioritätswert $\alpha(e)$ herangezogen, welcher die Position des Paares $e = (\mathcal{A}, \mathcal{B})$ in der Warteschlange bestimmt. Dabei wird jedesmal jener der beiden Knoten \mathcal{A} bzw. \mathcal{B} zur Verfeinerung ausgewählt, welcher die bezüglich des umschlossenen Volumens größere Bounding-Box besitzt, es sei denn, diese beinhaltet ihrerseits nur noch ein Primitiv.

Das erste Mal, wenn zwei Knoten verglichen werden, welche beide nur noch jeweils ein einziges Primitiv enthalten, wird der erste „Primitiv-zu-Primitiv“-Abstand ermittelt. Da dieser „echte“ Abstand gewöhnlich größer ist als die zuvor auf Basis der beiden korrespondierenden Bounding-Boxen gegebene Schranke, müssen je nach ihrem Prioritätswert ggf. noch weitere Elemente aus der Warteschlange abgearbeitet werden. Wenn bessere Treffer (d. h. noch kürzere Abstände) gefunden werden, wird das bisherige Ergebnis entsprechend aktualisiert. Die Suche terminiert letztlich, sobald das Element am Kopf der Warteschlange einen Prioritätswert hat, welcher größer ist als das bisher berechnete Zwischenergebnis für den kürzesten Abstand. In diesem Falle ist der gesuchte kürzeste Abstand $\text{dist}(\mathcal{A}, \mathcal{B})$ gefunden und wird als Endergebnis zurückgegeben.

4.3.5 Abstandsberechnung für Primitive und Hüllkörper

Als letzte abstrakte Komponente bedarf die elementare Distanzfunktion einer entsprechenden Konkretisierung. Diese gilt es für alle Kombinationen zu unterstützender Primitiv-Typen sowie alle Kombinationen zu unterstützender Hüllkörper-Typen umzusetzen (Abbildung 4.5). In unserem konkret betrachteten Anwendungsfall der kürzesten Abstände zwischen Oberflächendreiecksnetzen wurde entsprechend der (*kleinste*) *euklidische Abstand* zwischen beliebigen Paarungen aus *Punkten*, *Kanten* und *Dreiecksflächen* einerseits, sowie für Paare von *Bounding-Boxen* andererseits implementiert. Auf beide soll im folgenden kurz eingegangen werden. Für detailliertere Ausführungen sei auf [Rössling u. a. 2010a] verwiesen.

Für die Abstandsbestimmung zwischen Primitiven wurde weitgehend auf die CGAL-Bibliothek [Fabri u. a. 2000] zurückgegriffen. Diese bietet neben einer robusten und relativ effizienten Implementierung geometrischer Algorithmen auch Geometrie-Kerne, welche geometrisch korrekte Ergebnisse nach dem *Exact Geometric Computation* Paradigma [Yap 1997] garantieren. Die native Verwendung der entsprechenden Bibliotheks-Bestandteile wurde lediglich dahingehend angepasst, vereinzelt Zwischenberechnungen noch besser nachzunutzen und die Reihenfolge der Berechnungsschritte für diesen Anwendungsfall noch etwas günstiger zu gestalten (eine aufwendige Behandlung seltener Fälle, insbesondere

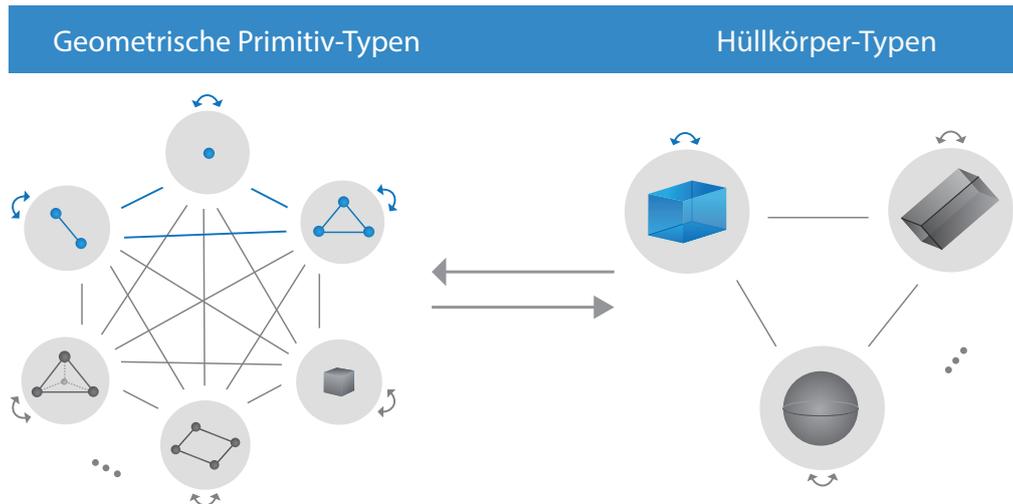


Abbildung 4.5: Die elementare Abstandsbestimmung gilt es für alle Kombinationen zu unterstützender Primitiv-Typen sowie alle Kombinationen verwendeter Hüllkörper-Typen umzusetzen. *Links:* Für die betrachteten Oberflächendreiecksnetze wurde sie für beliebige Paarungen aus Punkten, Kanten und Dreiecksflächen (*blau*) implementiert. Für andere Darstellungsformen von Segmentierungen (z. B. Tetraedernetze, Vierecksnetze oder Voxelmasken) sind entsprechend deren Primitive zu berücksichtigen. Insbesondere wurden für weitere in dieser Arbeit präsentierte Anwendungsbeispiele auch Voxel mit einbezogen. *Rechts:* In der Regel wird nur eine Art von Hüllkörper-Typ eingesetzt, in unserem Falle achsen-parallele Bounding-Boxen (*blau*). Finden mehrere Einsatz (in Form unterschiedlich oder gemischt typisierter Suchbäume), sind alle möglichen Paarungen zu berücksichtigen. *Mitte:* Für einen direkteren Vergleich von Blattknoten und inneren Knoten kann die Distanz-funktion optional auch zwischen Paaren von Primitiven und Hüllkörpern umgesetzt werden.

Degeneriertheiten, möglichst weit nach hinten zu verlagern, sehr schnelle Berechnungen für besonders häufige Konstellationen dagegen früh durchzuführen).

Zur Abstandsbestimmung zwischen Bounding-Boxen war ein Einsatz von CGAL indes nicht notwendig. Diese konnte dank achsen-paralleler Ausrichtung für die drei Dimensionen getrennt durchgeführt und anschließend kombiniert werden: $dist^2(A, B) = \Delta x^2(A, B) + \Delta y^2(A, B) + \Delta z^2(A, B)$. Es sei an dieser Stelle jedoch noch einmal angemerkt, dass im Falle von Bounding-Volumes lediglich eine (obere bzw. untere) Schranke für den Abstand zurückgeliefert werden muss.

Das algorithmische Design für andere Maße (z. B. größter euklidischer Abstand oder auch p -norm-basierte Abstände) würde einem völlig analogen Schema folgen, müsste jedoch individuell realisiert werden. Grundsätzlich wäre es hierzu ausreichend, für die Umsetzung der Distanzfunktion wie ausgeführt eine Implementierung für Paare von Primitiven sowie Paare von Hüllkörpern bereitzustellen. Dies ist alles, was benötigt wird, um den generischen Ansatz auf ein spezifisches neues Distanz-Maß anwendbar zu machen. Es besteht jedoch die Möglichkeit, darüber hinaus auch gekreuzte Paarungen von Primitiven und Hüllkörpern zu unterstützen (Abbildung 4.5). Hierdurch könnten im Rahmen der Suche die in den Blättern enthaltenen Primitive eines Suchbaumes auch bereits direkt mit den inneren Knoten des anderen Baumes verglichen werden, ohne dass dieser zunächst bis auf die Blätter verfeinert werden müsste.

4.3.6 Vorüberlegungen zu Laufzeit-Aspekten

Eine rein theoretisch ausgerichtete Laufzeit-Analyse des in den vorigen Unterabschnitten präsentierten Ansatzes würde ein eher pessimistisches Bild zeichnen. Tatsächlich bestünde die Möglichkeit, auf gezielte Weise derart hochgradig degenerierte künstliche Eingaben zu konstruieren, dass diese den Algorithmus zu besonders schlechten Laufzeiten zwingen würden. Diese Art von Analyse erscheint jedoch wenig aussagekräftig, um realistisches Verhalten für in der Praxis zu erwartende Szenarien zu charakterisieren.

Aufgrund des organischen Ursprungs der Daten sind die Segmentierungsoberflächen, mit denen wir es erwartungsgemäß zu tun haben, natürlich gekrümmt und weisen (mit Ausnahme der Datensatzgrenzen, an denen vereinzelte Segmentierungen hart abgeschnitten sind) ein höchstens marginales Maß an Degeneriertheit auf. Die Oberflächennetze zeigen eine angemessen feine Granulierung, welche im Allgemeinen in engem Zusammenhang mit der Auflösung der Bildgebung steht. Unverhältnismäßig große oder stark verzeichnete Primitive sind daher kaum zu erwarten und das Maß an nachteiliger Überlappung von Hüllkörpern fällt eher gering aus.

Zudem partitioniert die schwerpunkt-basierte räumliche Dekompositionstechnik die gegebene Menge an Primitiven in jeder Ebene in mindestens zwei Untermengen von etwa vergleichbarer Größe. Daher wird der resultierende Suchbaum zwar nicht perfekt balanciert sein, aber zumindest eine annähernd logarithmische Höhe aufweisen. Da der räumliche Suchbaum also hinreichend wohlgeformt ist, hängt eine erhöhte Laufzeit des Suchalgorithmus in erster Linie vom entsprechenden Grad ab, zu dem die Eingabedaten selbst sich als „*degeneriert bezüglich der jeweiligen Messaufgabe*“ erweisen. Die Bedeutung dieser Eigenschaft soll an zwei Beispielen kurz erläutert werden.

Wenn das Ziel in der Bestimmung des (exakten) Objektdurchmessers liegt, sind solche Eingabedaten als besonders kritisch anzusehen, bei denen dieser an überaus vielen Stellen (nahezu) angenommen wird. Ein Oberflächennetz, welches sich beispielsweise in seiner Form einer perfekten Kugel annähert, würde hier zu einer enorm hohen Anzahl an Kandidaten von Primitiv-Paaren führen. Dieses zweifellos extreme Szenario ist jedoch für reale anatomische Strukturen kaum zu erwarten. Stattdessen kann angenommen werden, dass aufgrund natürlicher Formvariationen entsprechende Kandidatenregionen aus der Masse hervortreten, welche im Kontext des maximalen Durchmessers den Suchraum früh und deutlich reduzieren.

Für die Bestimmung kürzester Abstände würde das „Worst Case“-Szenario demgegenüber darin bestehen, dass zwei Objekte über eine große Gesamtfläche hinweg ein Abstandsniveau identisch dem bzw. sehr nahe am zu bestimmenden Minimum vorweisen. Dies würde wie schon im vorigen Beispiel eine besonders große Anzahl an Primitiv-Paaren als Kandidaten hervorbringen, die es zu überprüfen gelte. Leider scheint sich diese Konstellation in der Praxis sogar als ein durchaus mögliches Szenario darzustellen, etwa in Form zweier Strukturen, zwischen

denen eine direkte anatomische Verbindung besteht. Man stelle sich hierfür als Beispiel die menschliche Haut vor, für welche entlang des überwiegenden Teils des Craniums ein weitgehend einheitlicher Abstand zum unterliegenden Schädel erwartet werden darf.

Obgleich der minimale Abstand zwischen diesen beiden Strukturen von geringer klinischer Relevanz sein dürfte, eignet sich diese Konstellation von der Datenlage her dafür doch umso besser als „Worst Case“-Beispiel aus der realen Praxis. Dementsprechend wurde dieses Szenario als eines mit besonders herausfordernden Eingabedaten explizit als Teil der Testumgebung integriert. Die sich ergebenden Laufzeiten geben begründeten Anlass zur Annahme, dass derartige Daten natürlichen Ursprungs Variationen von genügendem Ausmaß aufweisen, dank derer die Mehrzahl der „Nahezu-Übereinstimmungen“ mit dem optimalen Ergebniswert implizit aussortiert werden kann. In der Tat überschritt im Kontext der Testdaten die Anfragezeit niemals den Sub-Sekunden-Bereich, der für interaktive Vermessungen als vertretbar angesehen werden mag.

Aus den vorangegangenen Überlegungen leiten wir als grundsätzliche Annahme ab, dass Daten eines natürlichen Ursprungs wie der menschlichen Anatomie kein Höchstmaß an Degeneriertheit bezüglich der jeweiligen Vermessungsaufgabe selbst aufweisen. Dementsprechend sei im Allgemeinen auch nicht mit einer möglichen Explosion der Laufzeiten bei den Abstandsberechnungen zu rechnen. Um dieses sehr unwahrscheinliche Szenario aber nicht gänzlich unadressiert zu lassen, bieten sich zwei Lösungsstrategien direkt an:

- **Genauigkeitsbegrenzung:** Statt eines exakten Ergebnisses wird lediglich eine Mindestgenauigkeit gefordert, welche pauschal als vernachlässigbar festgelegt, durch den Benutzer vorgegeben oder aus der Datensatzgenauigkeit (z. B. $1/2$ Voxeldiagonale) abgeleitet sein kann. Eine solche Genauigkeitsbegrenzung ε erlaubt dem Anfrage-Algorithmus zu stoppen, sobald entweder obere und untere Grenze des Kopfelementes der Warteschlange um nicht mehr als ε variieren oder der beste bereits ermittelte Primitiv-Primitiv-Abstand einen Wert aufweist, der höchstens um ε vom Prioritätswert des Kopfelementes der Warteschlange abweicht.
- **Laufzeitbegrenzung:** Nach Ablauf der durch den Nutzer oder abhängig vom Einsatzzweck vorgegebenen Höchstlaufzeit wird das bisher ermittelte beste Zwischenergebnis zurückgegeben, zusammen mit einer Abschätzung für dessen maximalen Fehler.

In beiden Szenarien kann das beste bisher ermittelte Zwischenergebnis entweder bereits als ein konkreter Kandidat eines Primitiv-Primitiv-Abstandes vorliegen oder aus noch mindestens einem Bounding-Volume bestehen. In letzterem Falle wird irgendeines der durch diesen inneren Knoten des Suchbaumes abgedeckten Primitive für die Ergebnisrückgabe ausgewählt.

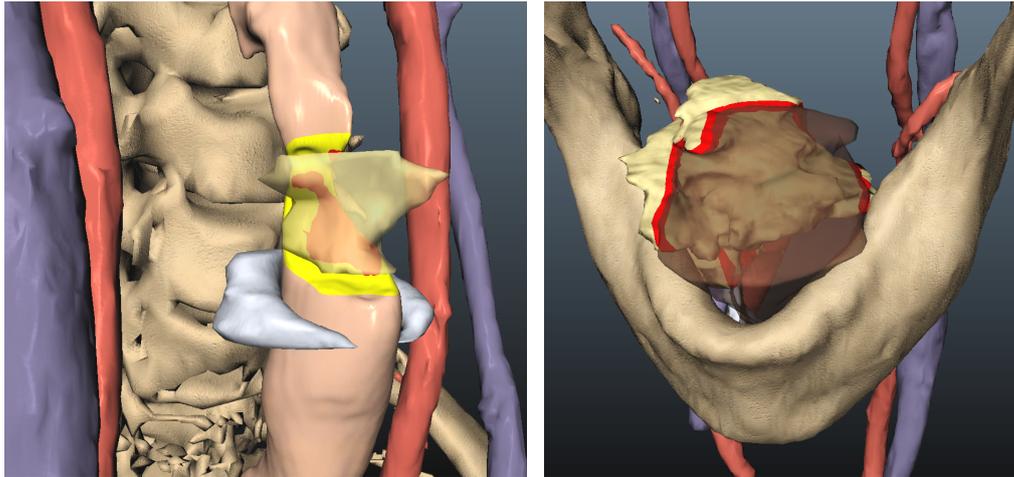


Abbildung 4.6: Links: Abgebildet ist ein (gutartiger) Tumor, der den Pharynx verdrängt. Eine abstands-basierte Farbkodierung (Gelb: $\leq 3mm$, Rot: $\leq 1mm$) ermöglicht es, Kontaktbereiche zu visualisieren, die andernfalls verdeckt wären. Rechts: Für einen Zungengrundtumor verdeutlicht der auf ihm abgetragene Infiltrationsrand (rot), welcher Teil des Tumors den Zungenmuskel infiltriert hat.

4.4 Klinisch relevante Anwendungen



Material auf der
Begleit-DVD
(Ordner-Nr. 1)

Im Folgenden möchten wir noch einmal beleuchten, welche unterschiedlich garteten medizinisch orientierten Vermessungsaufgaben mit dem vorgestellten generischen Ansatz durchgeführt werden können. Jede dieser weitergehenden Vermessungsaufgaben benötigt dabei lediglich marginale Anpassungen an einzelnen der austauschbaren Komponenten des generischen Designs. Dabei sei explizit darauf hingewiesen, dass verschiedene Konkretisierungen derselben generischen Komponente jeweils nebeneinander koexistieren können. Die Unterstützung verschiedener Abstandsmaße ist insofern kein „Entweder – Oder“ sondern ein „Sowohl – Als auch“.

Mit Blick auf die spatiale Dekompositionstechnik und den Hüllkörpertyp sei angemerkt, dass diese grundsätzlich problemspezifisch gewählt werden können, um die jeweilige Anwendung optimal zu adressieren. Die in Abschnitt 4.3.2 präsentierte konkrete Realisierung stellt für die meisten Vermessungsprobleme allerdings bereits eine gut funktionierende Lösung dar. Insbesondere kann, sofern verschiedene Anwendungen nicht zwingend unterschiedliche Repräsentationen der gleichen Eingabedaten erfordern, sogar einunddieselbe Datenstruktur für alle Anwendungen verwendet werden. In diesem Falle würden sich sowohl die Allokation zusätzlichen Datenspeichers als auch multiple Vorverarbeitungen erübrigen.

Angereicherte kürzeste Abstände

Die bis hier beschriebene Methode ermöglicht zunächst die Berechnung kürzester Abstände zwischen je zwei segmentierten Strukturen (Abbildung 4.7). Ein in

der Suche integrierter⁴ direkter Vergleich dieses Abstandes gegen einen festen positiven Wert oder 0 signalisiert eine mögliche **Unterschreitung eines Sicherheitsabstandes** oder gar einen **Infiltrationszustand**. Die Beantwortung dieser Frage kann ausschlaggebend sein, da ein Tumor, der beispielsweise zu nah an die Schädelbasis grenzt, gemeinhin als inoperabel angesehen wird (Kapitel 2).

Doch wir können noch weit mehr realisieren als eine reine Prüfung der Verletzung von Sicherheitsabständen: Da die Prioritätswarteschlange ihre vordersten Elemente stets in sortierter Reihenfolge bereitstellt, lässt sich aus ihr direkt eine ganze Sequenz von Primitiv-Paaren extrahieren, die allesamt einen identischen oder vergleichbaren paarweisen Abstand haben. Auf diese Weise ließen sich beispielsweise **Infiltrationsränder**, **Umrisse von Anlageflächen** oder sogar **Distanz-Isolinien** auf der Oberfläche bestimmen (Abbildung 4.6).

Die Untersuchung derartiger Umrisse kann sich als besonders wichtig erweisen: Während ein Tumorgewebe, das die A. carotis lediglich lokal berührt, in dieser Form grundsätzlich noch operabel sein kann, wird eine Resektion als unmöglich angesehen, sobald die Arterie zu mehr als 50% umschlossen ist.

Einzelstrukturmaße

Die Meshes, die im Rahmen der Vermessung zueinander in Bezug gesetzt werden, müssen nicht zwingend auch Oberflächen verschiedener anatomischer Strukturen repräsentieren. Stattdessen könnten wir beispielsweise eine ausgewählte Struktur auch gegen ihr eigenes Skelett testen und würden den kürzesten Abstand zwischen der (inneren) Oberfläche und dem Skelett erhalten, d. h. den **minimalen inneren Radius**. Dies ermöglicht nicht nur eine Lokalisierung von z. B. Stenosen in Blutgefäßen, sondern auch eine Bewertung von Konstriktionen des Atemtraktes bezüglich seiner stärksten Verengung (Abbildung 4.7). Auf identische Weise lassen sich auch für Strukturen mit getrennt gegebenen Meshes für die innere und äußere Oberfläche direkt Position und Stärke der **minimalen Wanddicke** bestimmen.

Natürlich kann eines der beiden „Meshes“ auch ein beliebiger singulärer Punkt im 3D-Raum sein. In diesem Fall können wir den kürzesten Abstand zwischen diesem eindeutigen Punkt und der als zweites Mesh entsprechend gegebenen Oberfläche bestimmen. Auf diese Weise wäre es beispielsweise direkt möglich, eine einzelne relevante anatomische Struktur (z. B. ein bösartiger Tumor oder ein befallener Lymphknoten) zu fixieren und die Oberfläche der jeweils anderen Struktur (z. B. ein Blutgefäß) interaktiv auf die jeweils kürzesten Abstände zu diesem ausgewählten Punkt hin zu explorieren. Eine derartige explorative automatische Vermessung dürfte in bestimmten Fällen weit substantiellere Informationen bereitstellen als der singulär kürzeste Abstand zwischen den beiden Strukturen für sich allein genommen (Abbildung 4.7). Da diese Art von „einseitig kürzesten Abständen“

⁴Die Integration dieses Tests direkt in die Suche würde einen früheren Abbruch ermöglichen, wenn für das Kopfelement der Queue das Intervall aus minimalem und maximalem Abstand der Hüllen-Paare den vorgegebenen Grenzwert nicht mehr beinhaltet. Im Vergleich zu einer regulären Abstandsberechnung mit nachträglichem Test wäre dies lauffzeittechnisch günstiger.

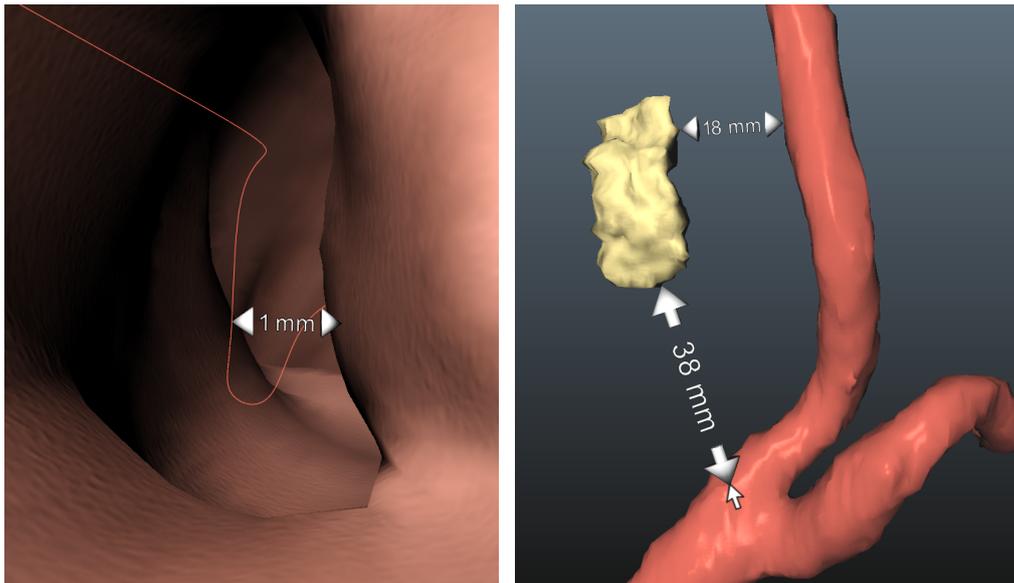


Abbildung 4.7: Links: Bewertung einer Konstriktion des Pharynx. Basierend auf einer Centerline können die genaue Position und Ausdehnung der engsten Stelle berechnet werden. Rechts: Während der singuläre kürzeste Abstand zwischen Tumor und A. carotis mit 18 mm an der oberen Position ermittelt wurde, lässt sich wahlweise auch einfach lediglich der Tumor als Struktur fixieren und interaktiv die Oberfläche des Blutgefäßes erforschen. Das Lot zu der ausgewählten „Struktur von Interesse“ wird automatisch in Echtzeit ermittelt. (Quelle: [Rössling u. a. 2010a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

extrem schnell berechnet werden kann, wäre sie damit sogar geeignet für den Einsatz in Echtzeit-Umgebungen. In der Tat wird das vorgestellte Verfahren in dieser Form auch bereits erfolgreich für die Kollisionserkennung in interaktiven virtuellen Endoskopien eingesetzt (siehe Kapitel 7).

Würde die Minimum-Bestimmung als Teil der Abstands- und Zielfunktion des Anfragealgorithmus für kürzeste Abstände überall durch das Maximum ersetzt, würde damit zunächst direkt der **größte Abstand** zwischen zwei anatomischen Strukturen berechnet werden. Eine Initiierung dieser veränderten Suchanfrage mit lediglich einer anatomischen Struktur für beide Argumente, würde deren **maximale Ausdehnung** bzw. **Durchmesser** liefern (Abbildung 2.8). Dieses Maß ist von besonderem Interesse im Rahmen des Tumor-Staging [UICC 2009]. Ein bösartiger Tumor des Hypopharynx oder Oropharynx würde z. B. als mindestens T₂ klassifiziert werden, wenn sein Durchmesser größer ist als 2 cm – und als T₃ bei mehr als 4 cm.

Maße mit rekombinierter Eingabe/Ausgabe

Auch die Eingaben sowie Ausgaben des Algorithmus können kombiniert oder erweitert werden. So muss die Berechnung kürzester Abstände nicht zwingend auf lediglich zwei Meshes begrenzt sein. Stattdessen lassen sich im Zuge der Initialisierung auch mehrere ausgewählte Paarungen von Segmentierungen der Queue hinzufügen und damit festlegen, welche Struktur-Struktur-Abstände letztendlich durch den Suchalgorithmus zu berücksichtigen seien.

Auf diese Weise ist es möglich, **Abstände zwischen Gruppen von Strukturen** zu erheben. So ist man ohne weiteres in der Lage, den kürzesten Abstand zur A. carotis sogleich über alle Lymphknoten zu erheben, statt für jeden einzeln. Oder noch weiter verallgemeinert lässt sich allein mit einer einzelnen Anfrage der kürzeste Abstand zwischen einer kompletten Gruppe von malignen Strukturen (z. B. ein Tumor und alle befallenen Lymphknoten) und einer kompletten Gruppe von Risikostrukturen (*M. sternocleidomastoideus*, *A. carotis*, *V. jugularis interna*, *N. accessorius*, *Gl. submandibularis*) ermitteln. Das Ganze funktioniert natürlich auch für die erweiterte Form der Abstandskodierung.

Wie zuvor schon bei den einzelnen Strukturen, können ebenso für Gruppen neben kürzesten Abständen auch größte Ausdehnungen ermittelt werden, sodass beispielsweise der Durchmesser einer Gruppe zusammengehöriger Lymphknoten berechenbar ist. Statt vollständiger Gruppen zueinander ließen sich auch Suchanfragen für Sequenzen stellen. Mit Blick auf die Orthopädie ließe sich z. B. durch Hinzufügen der jeweils paarweise benachbarten Wirbel vom Atlas (C1) bis zum 5. Lendenwirbel (L5) bzw. Kreuzbein mit lediglich einer Anfrage der engste Abstand eines Wirbelpaares entlang der gesamten Wirbelsäule ermitteln.

Auch die Ausgabe selbst kann wieder als Eingabe rückgekoppelt werden, um durch erneutes Anwenden einer Suchanfrage ein entsprechend erweitertes Maß zu erhalten. Ein Beispiel hierfür wäre, den im Zuge einer ersten Anfrage ermittelten Infiltrationsrand als Eingabe für eine zweite Anfrage zu benutzen, um so den **Durchmesser von Infiltrationsflächen** zu ermitteln. Als zweites Beispiel lässt sich der ermittelte Durchmesser einer Struktur verwenden, um die dazu orthogonale **zweitgrößte Ausdehnung** zu ermitteln – und diese beiden zusammengekommen schließlich für die **drittgrößte Ausdehnung**. Dabei würde nicht etwa das Mesh selbst in einen orthogonalen Unterraum projiziert, da hierfür dann neue Suchbäume aufgebaut werden müssten. Stattdessen erfolgt die Realisierung der Projektion vielmehr über die Adaption der Distanzfunktion, indem diese auf den entsprechenden Unterraum beschränkt wird.

Maße mit spatialen Randbedingungen

Sämtliche der zuvor beschriebenen Vermessungsaufgaben können auch beschränkt auf den räumlichen Bereich einer vorgegebenen Region of Interest (ROI) durchgeführt werden. Mit der Integration eines zusätzlichen Vergleiches des zu jedem Knoten assoziierten Bounding-Volumes gegen das nutzerdefinierte Gebiet lassen sich **ROI-beschränkte Maße** ermitteln. Dies kann insbesondere relevant sein bei der **lokalen Bewertung von Stenosen** und der **lokalen Wanddickenbestimmung**. Als ROI eignen sich dabei achsenparallele Bounding-Boxen am besten, aber auch andere einfache ROI-Geometrien (wie Kugeln, Ellipsoide oder Polytope) sind möglich. Allerdings gilt, dass je komplexer die Form der ROI ist, desto aufwendiger ist es auch, den notwendigen Schnitttest für einen Knoten des Baumes durchzuführen.

Neben der räumlichen Begrenzung des Suchraumes durch eine ROI kann die Vermessung auch in ihrer Messrichtung beschränkt werden. So lässt sich die

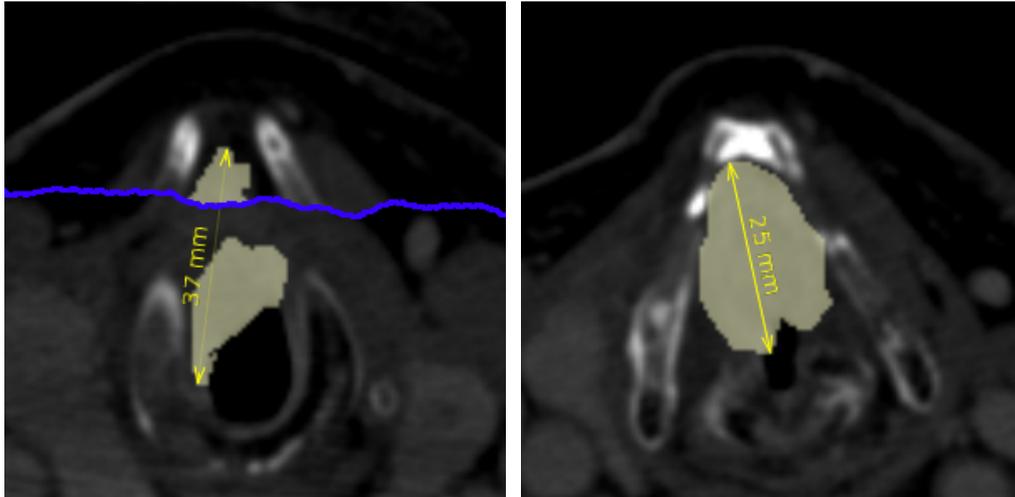


Abbildung 4.8: Anwendung der automatischen Vermessung auf voxel-basierte Segmentierungen. *Links:* Ermittelter dreidimensionaler maximaler Durchmesser eines Tumors. Der untere Teil des Bildes zeigt die Schicht, die den ersten Endpunkt enthält, der obere Teil entsprechend die, die den zweiten Endpunkt enthält. *Rechts:* Maximaler Durchmesser des gleichen Tumors bei Beschränkung auf Vermessungsrichtung entlang axialer Schichten (wie z. B. von RECIST gefordert). Auch die Beschränkung auf lediglich die aktuell ausgewählte Schicht ist als Randbedingung möglich. (Quelle: [Rössling u. a. 2010a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

Distanzfunktion dahingehend adaptieren, dass die Messung nur innerhalb eines vordefinierten linearen Unterraumes erfolgt. Dies erlaubt die Ermittlung **Projekti-
ver Abstände und Ausdehnungen**, wie sie bereits bei den rekombinierten Maßen angesprochen wurden. Über eine reine Projektion hinausgehend ist aber sogar modellierbar, das Maß auf die Menge sämtlicher Ebenenschnitte zu beschränken. Mit dieser Berechnung **größter schichtparalleler Ausdehnungen** wäre für eine segmentierte Läsion eine vollautomatische Vermessung nach RECIST oder WHO (siehe Abschnitt 2.1) möglich – und dies für Voxelsegmentierungen ebenso wie für Meshes.

Maße jenseits euklidischer Abstände auf Oberflächennetzen

Im Wesentlichen haben fast alle bisher beschriebenen Beispiele auf einer euklidischen Metrik im \mathbb{R}^3 basiert. Über eine entsprechende Adaption der Distanzfunktion bietet der generische Ansatz aber auch hier die Möglichkeit, verschiedenste weitere Anwendungen zu adressieren.

So wurde beispielsweise zurückliegend immer von Abständen *zwischen* zwei Strukturen gesprochen, die Symmetrie aber nie explizit als Design-Bedingung postuliert. Und in der Tat ist diese auch nicht obligatorisch. So lassen sich auch asymmetrische Distanzfunktionen (d. h. *von* einem Objekt *zu* einem anderen) für die Anfrage an den räumlichen Suchbaum verwenden, solange das Kriterium der oberen/unteren Schranke auch für die Hüllkörper gilt. Auf diese Weise ließen sich dann **asymmetrische oder gewichtete Maße** erhalten. Ein Beispiel hierfür

sind die bereits erwähnten Sicherheitsabstände. Vom Tumor zur Risikostruktur gemessen geben sie Aufschluss darüber, welche Bereiche letzterer besonders gefährdet sind oder mitreseziert werden müssen. In umgekehrte Richtung gemessen geben sie Auskunft darüber, welcher Teil des Tumors bei lediglich möglicher R₁/R₂-Resektabilität⁵ im Situs verbleiben würde.

Ein anderes interessantes Beispiel liegt in der Möglichkeit, Distanzfunktionen auch für andere Räume als den \mathbb{R}^2 und \mathbb{R}^3 zu definieren. Zu nennen wäre hier insbesondere eine Integration der Zeitdimension in die Distanzfunktion. Auf diese Weise ließen sich für Bilddaten entsprechender Modalitäten **zeitabhängige Maße** erhalten, wie z. B. **dynamische Wanddicken** oder **dynamische Engstellen**. Auch diese können zusätzlich auf eine spezifische Region von Interesse begrenzt werden.

An dieser Stelle möchten wir noch einmal die initiale Entscheidung zugunsten von Oberflächennetzen als allgemeine Darstellungsform für Segmentierungen aufgreifen. Wie in [Kapitel 3](#) ausgeführt, haben auch voxelbasierte Repräsentationen ihre legitime Daseinsberechtigung. Diese müssen für das vorgestellte Verfahren aber nicht zwingend erst in Oberflächennetze überführt werden, um als solche dann vermessen werden zu können. Dank des generischen Designs können voxelbasierte Segmentierungen stattdessen auch direkt verarbeitet werden. Für den Aufbau des Suchbaumes können die Voxel nach Belieben als einzelner Punkt oder Quader⁶ in Voxel- oder Weltkoordinaten zugrunde gelegt werden. Im Suchbaum bzw. dessen gespeicherten Primitiven nicht enthaltene Informationen zur Welt-einbettung (Ursprung, Ausrichtung und Voxelmaße) können alternativ auch als Teil der Distanzfunktion abgebildet werden.

Auf diese Weise können beispielsweise **voxelbasierte kürzeste Abstände und Durchmesser** als Maße ermittelt werden. Viele der für Oberflächennetze erwähnten Variationen lassen sich zudem direkt oder indirekt auch auf voxelbasierte Segmentierungen übertragen – insbesondere die bereits erwähnte schichtparallele (genauer gesagt: axiale) Vermessung nach WHO oder RECIST. Erwähnenswert ist, dass unterschiedliche Darstellungsformen auch ohne weiteres bei der Anfrage gemischt werden können, sodass beispielsweise Abstandsmessungen zwischen Meshes und Masken direkt möglich sind. Einzige Voraussetzung hierfür ist, dass die integrale Distanzfunktion auch Abstände zwischen den verschiedenen Typen von Primitiven (in diesem Falle Voxel und Mesh-Primitive) definiert.

Abschließend soll noch einmal herausgestellt werden, dass die in diesem Abschnitt vorgestellten zahlreichen Vermessungslösungen keine getrennten Ansätze darstellen. Vielmehr können die verschiedenen Ausprägungen der Komponenten dynamisch kombiniert werden. Auf diese Weise kann eine einzelne zusätzliche Variante einer Komponente gleich verschiedenste zusätzliche Vermessungsmöglichkeiten eröffnen.

⁵Ro: vollständige Resektion. R₁: marginale Resektion, mikroskopische Reste. R₂: unvollständige Resektion, makroskopische Reste. [Smola 2013]

⁶Ein Voxel kann also wahlweise mit oder ohne eigene Ausdehnung, d. h. als Punkt oder Quader modelliert werden.

4.5 Umgang mit Ungenauigkeiten

An dieser Stelle soll noch einmal der Umgang mit Ungenauigkeiten in den Eingaben thematisiert werden. Grundsätzlich ist das vorgestellte Verfahren in der Lage, geometrisch exakte Ergebnisse auf Basis der bereitgestellten Eingaben zu berechnen. Worin diese Maßgabe der Exaktheit motiviert war, wurde in Abschnitt 4.2 erläutert. Angesichts der Tatsache, dass die Eingaben nicht nur theoretisch fehlerbehaftet sein können, sondern es in der Praxis auch in gewissem Umfang sind, ergibt sich die Frage, ob diese Ungenauigkeiten nicht in geeigneter Weise modelliert werden könnten. In jedem Falle wäre es für einen als besonders generisch ausgelegten Ansatz wie diesen dann wünschenswert, wenn er in der Lage wäre, mit solchen modellierten Ungenauigkeiten transparent umzugehen. Im Folgenden wollen wir hierzu verschiedene Vorschläge unterbreiten.

Im einfachsten Falle könnte für die Segmentierung eine pauschale richtungsunabhängige Güteangabe bereitgestellt werden. Eine Angabe von 1 mm entspräche dabei z. B. einer Minkowski-Summe [Berg u. a. 2008] der Segmentierung S mit einer Kugel K_1 mit eben diesem Radius: $S \oplus K_1 = \{ \vec{x} + \vec{e} \mid \vec{x} \in S, \vec{e} \in \mathbb{R}^3, |\vec{e}| \leq 1 \text{ mm} \}$. Für dieses Modell bräuchte eine solche Ungenauigkeitsangabe lediglich am Ende auf das berechnete Ergebnis addiert werden.

Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die Segmentierung mit einer ebenfalls globalen, aber an der Datensatzmetrik ausgerichteten Genauigkeitsangabe zu versehen. Diese könnte bei einer binären Voxelsegmentierung beispielsweise aus der Multiplikation von Voxelgröße / Voxelabstand mit einem ermittelten Faktor k bestehen, der die antizipierten Ungenauigkeiten (z. B. 1x Voxeldimension für Aufnahmefehler wie Partialvolumeneffekt oder Bewegungsunschärfe plus 1x Voxeldimension für Segmentierungsungenauigkeit) subsumiert. Eine solche Angabe entspräche dann einer Minkowski-Summe der Segmentierung mit einem am Datensatz ausgerichteten Quader der entsprechenden Größe (z. B. k mal Voxeldimension / Voxelabstand). Für diese Modellierung könnte die Ungenauigkeit auch auf das ermittelte Ergebnis addiert werden, wobei hier die Quaderform zu berücksichtigen wäre: An den beiden Endpunkten des Ergebnisses würden jeweils ein Quader zentriert positioniert und anschließend der kleinste und größte Abstand zwischen diesen als Intervall zurückgegeben werden.

Die Angabe des Ungenauigkeitsintervalls kann aber auch auf lokale Weise geschehen. Der Vorteil hierbei ist, dass Ungenauigkeiten sich lokal differenzieren lassen, sodass durch Bewegung verursachte Ungenauigkeiten selektiv an den Strukturen bzw. Teilen von Strukturen erhöht werden, die von der Ursache (z. B. Atmung) auch betroffen sind. Zur Darstellung dieser lokal differenzierten Ungenauigkeiten bietet sich für Oberflächennetze die Intervall-Geometrie besonders an: Die Koordinaten jedes Mesh-Vertex werden in Intervallform angegeben: $p = ([x_{min} : x_{max}], [y_{min} : y_{max}], [z_{min} : z_{max}])$. Auch für diese Modellierung sind bei dem vorgestellten Ansatz lediglich geringe Anpassungen an den generischen Modulen notwendig:

- die Primitive besitzen nun Intervallkoordinaten
- bei der Dimensionierung der Hüllkörper werden diese Intervallkoordinaten entsprechend berücksichtigt⁷
- und Distanzfunktion wie Zielfunktion verwenden Intervall-Arithmetik zur Berechnung.
- als Prioritätswert der Warteschlange dient je nach Bedarf entweder das errechnete Intervall oder der von diesem nur jeweils relevante Randwert

Auf diese Weise werden die durch die Intervallkoordinaten angegebenen Ungenauigkeiten vom Suchalgorithmus – ohne Änderung an der äußeren Struktur des Ansatzes – automatisch transparent berücksichtigt.

Eine letzte Variante bestünde darin, dass für jede Struktur im Rahmen der Segmentierung stets eine innere und äußere Kontur definiert werden, die nach Meinung des medizinischen Experten die reale Kontur zwischen sich einschließen. Pro Struktur würden dann entsprechend eine äußere und eine innere Segmentierung existieren. Für diese Modellierung würde es sich anbieten, eine Abstandsberechnung zunächst auf dem Paar von inneren und anschließend auf dem Paar von äußeren Segmentierungen durchzuführen. Man würde entsprechend zwei Ergebniswerte erhalten, in deren Intervall das echte Maß liegen würde. Im Gegensatz zu den vorigen Methoden könnten hier die beiden Ergebnisse allerdings an geometrisch verschiedenen Orten angenommen werden.

4.6 Evaluation

4.6.1 Daten und Testaufbau/Experimente

Um den eigenen Ansatz in seiner Spezialisierung zur Bestimmung kürzester Abstände zu evaluieren, wurde ein Testaufbau zusammengestellt. Zwei Experimente wurden durchgeführt, wobei ersteres auf synthetischen Daten und zweiteres auf echten medizinischen Daten basierte.

Für das erste Experiment wurden zwei Kugel-Oberflächennetze generiert, durch wiederholte Unterteilung aller Dreiecksflächen ausgehend von einem Ikosaeder. Beide Kugeln wurden mit einem gemeinsamen Radius $r = 5$ versehen und bis zum gleichem Level $l = 4..8$ tesseliert. Eine Kugel wurde im Koordinatenursprung platziert, während die zweite um $\Delta x = 11$ entlang der x -Achse verschoben wurde. Die beiden Oberflächennetze hatten folglich einen a priori vordefinierten Abstand von $d = 1$.

Für das zweite Experiment wurden Segmentierungen von anatomischen Strukturen des Halses als Oberflächendreiecksnetze unterschiedlicher Komplexität als

⁷Für die Hüllkörper müssen indes keine Intervallkoordinaten verwendet werden. Es genügt hier, die jeweils äußeren Grenzen zu verwenden, da die Intervallkoordinaten alle enthaltenen Primitive abdecken.

Eingabe gewählt, welche vom klinischen Partner an der HNO-Klinik des Universitätsklinikum Leipzig bereitgestellt wurden. Sie wurden mithilfe des *Neck Segmenters*, einem medizinischen Forschungs-Softwaretool zur manuellen und semi-automatischen Segmentierung für CT-Datensätze [Dornheim u. a. 2008b, d], erstellt und von einem autorisierten medizinischen Experten nach eingehender Prüfung bestätigt. Für ausgewählte Paare anatomischer Strukturen wurde daraufhin der kürzeste Abstand bestimmt.

Dem klinischen Partner zufolge sind unter den räumlichen Relationen jene zwischen anatomischen gegenüber pathologischen Strukturen am meisten relevant für die chirurgische Interventionsplanung. Dies läuft auf die Bestimmung eines kürzesten Abstandes zwischen einer Struktur von moderater Größe (Blutgefäß, Respirationstrakt, Muskeln, Knochen) und einer zweiten Struktur von recht kleiner Größe (Tumor, Lymphknoten) hinaus. Da die Laufzeiten für dieses Szenario sich als kaum messbar herausstellten, wurde in Rücksprache mit dem klinischen Partner eine anderweitige Auswahl an Strukturen getroffen:

Um die Tauglichkeit des eigenen Ansatzes für komplexere Eingabedaten zu demonstrieren, wurden Segmentierungen von moderater oder besonders umfangreicher Größe des Oberflächennetzes (im Sinne seiner Anzahl an Primitiven) verwendet. Darüber hinaus wurde insbesondere mit „Knochen vs. Haut“ ein Testfall berücksichtigt, der mit Blick auf die zu erwartende Laufzeit als eine Art „Worst Case“-Szenario angesehen werden kann. Dieser Fall wurde konkret untersucht, um nachzuweisen, dass der entwickelte Ansatz auch für schwierigste Probleminstanzen im Sinne einer Degeneriertheit gegenüber der Messaufgabe selbst noch anwendbar ist.

In beiden Experimenten wurde für jedes Paar von Oberflächennetzen insgesamt fünfmal der kürzeste Abstand berechnet. Zunächst wurde die Original-Implementation von [Preim u. a. 2003] verwendet, um Referenzzeiten zu erhalten. Anschließend wurde der eigene Ansatz verwendet, um auf vier verschiedenen Wegen erneut den kürzesten Abstand zu ermitteln. Zwei Varianten ergaben sich aus der Unterscheidung, wie Eingabedaten interpretiert wurden: Die gegebenen Oberflächennetze können hierbei analog zu [Preim u. a. 2003] vor der eigentlichen Abstandsberechnung zunächst auf ihre Menge von Knoten reduziert oder direkt als Menge von Dreiecken prozessiert werden. Die verbleibenden zwei Varianten ergeben sich aus der Kombination dieser Dateninterpretation mit der gewählten Unterteilungsstrategie *Volle Spaltung (Full Split)* oder *Spaltung nach Bedarf (On-Demand Split)*.

Für jede dieser insgesamt fünf Varianten wurde gemittelt über 20 Durchläufe des jeweiligen Algorithmus die benötigte CPU-Zeit bestimmt, wobei die Zeit zum einmaligen Einlesen der Eingabedaten in den Speicher jeweils exkludiert wurde. Der Quellcode wurde kompiliert mit einem GCC 4.2.1 mit O2 als verwendetem Optimierungslevel. Die Experimente wurden letztlich durchgeführt auf einem Intel Pentium 4 mit 3.2 GHz Taktung, 1 GB RAM und einem 32-bit Linux Betriebssystem als Laufzeitumgebung.

| Algorithm → | | | Reference [Preim u. a. 2003] | | Vertices | | | | Triangles | | | |
|-------------|--------------------|---------------------|---------------------------------|---------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Level | No. of Vertices | No. of Triangles | T_C | T_Q | Full-Split | | On-Demand | | Full-Split | | On-Demand | |
| | | | (ms) | (ms) | T_C (ms) | T_Q (ms) | T_C (ms) | T_Q (ms) | T_C (ms) | T_Q (ms) | T_C (ms) | T_Q (ms) |
| 4 | 2562 | 5120 | 4.2 | 3.2 | 18.0 | <0.1 | 4.9 | 2.4 | 37.2 | 0.2 | 9.7 | 9.8 |
| 5 | 10242 | 20480 | 12.0 | 36.4 | 119.6 | <0.1 | 18.3 | 16.2 | 163.1 | 0.2 | 32.7 | 50.0 |
| 6 | 40962 | 81920 | 41.6 | 245.8 | 572.1 | <0.1 | 91.3 | 88.0 | 684.5 | 0.3 | 135.3 | 236.4 |
| 7 | 163842 | 327680 | 156.6 | 12679.4 | 2639.7 | 0.2 | 386.6 | 394.6 | 3261.5 | 0.5 | 557.9 | 1036.7 |
| 8 | 655362 | 1310720 | 622.0 | 70085.8 | 9207.3 | 0.2 | 1142.7 | 1224.1 | 13468.8 | 0.8 | 2288.2 | 3578.2 |

Tabelle 4.1: Laufzeiten in ms zur Berechnung des kürzesten Abstandes zwischen zwei tesselierten Kugeln mit $r = 10$ und einem Versatz von $\Delta x = 11$ (T_C =Konstruktionszeit, T_Q =Anfragezeit). Die Anzahl der Knoten und Dreiecke bezieht sich auf eine einzelne Kugel, während die Konstruktionszeit kumulativ für beide angegeben ist. (Quelle: [Rössling u. a. 2010a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

4.6.2 Ergebnisse

Synthetische Daten

Die Ergebnisse des ersten Experimentes auf synthetischen Daten sind in Tabelle 4.1 dargestellt. Ihr kann direkt entnommen werden, dass eine *Volle Spaltung* eine hohe Konstruktionszeit zugunsten einer niedrigen Anfragezeit aufweist, während sich die Verhältnisse bei einer *Spaltung nach Bedarf* genau umgekehrt darstellen.

Bezüglich der Verwendung von *Knoten* vs. *Dreiecken* sollte man zunächst annehmen dürfen, dass die letztere Variante stets signifikant langsamer ist als die erstere, da die Abstandsberechnung zwischen Dreiecken schließlich erheblich teuer ist als zwischen Punkten (vgl. Abschnitt 4.3.5). Jedoch zeigt im Falle der *Vollen Spaltung* die Tabellenspalte für Dreiecke nur leicht höhere Anfragezeiten als die gleiche Spalte für Knoten. Dies bedeutet, dass letztlich nur sehr wenige Paare von Dreiecken auch wirklich am Ende verglichen werden mussten. In den allermeisten Fällen konnten Unterbäume bereits auf Basis ihrer assoziierten Bounding-Boxen ausgeschlossen werden. Da sogar noch bis hin zu Level 8 mit hunderttausenden von Knoten/Dreiecken die Anfragezeit nie ein Maß von gerade einmal 2 ms überschritt, muss ferner ein Großteil des Suchraumes bereits in einem sehr frühen Level der Hierarchie ausgeschlossen worden sein. (Andernfalls hätte eine große Menge an Paaren von Bounding Boxen getestet werden müssen, was in summa spürbar mehr Zeit erfordert hätte.) Demzufolge müssen die Anfragezeiten für eine *Spaltung nach Bedarf* fast vollständig durch die bedarfsorientierte Konstruktion der fehlenden Knoten auf den durch die Anfrage induzierten Suchpfaden beider Bäume verursacht worden sein.

Dieses Verhalten steht im Gegensatz zu dem des in [Preim u. a. 2003] beschriebenen Ansatzes. Während die Konstruktionszeit dort stets die kleinste unter allen fünf Testkandidaten war, wuchs die Anfragezeit unverhältnismäßig schneller mit zunehmender Größe des Oberflächennetzes als alle anderen Instanzen. Für Level 7 mit seinen etwa 16.000 Knoten war es bereits um 5 Größenordnungen langsamer

| Algorithm → | | | Reference [Preim u. a. 2003] | | Vertices | | | | Triangles | | | |
|-------------|-----------------|------------------|---------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Object | No. of Vertices | No. of Triangles | T_C (ms) | T_Q (ms) | Full-Split | | On-Demand | | Full-Split | | On-Demand | |
| | | | | | T_C (ms) | T_Q (ms) | T_C (ms) | T_Q (ms) | T_C (ms) | T_Q (ms) | T_C (ms) | T_Q (ms) |
| C. (l) | 3620 | 7232 | 2.0 | 27.8 | 9.6 | 0.2 | 1.6 | 7.2 | 55.8 | 11.2 | 9.2 | 33.8 |
| C. (r) | 3120 | 6210 | | | 7.8 | | 1.6 | | 26.0 | | 7.6 | |
| C. (l) | 3620 | 7232 | 2.0 | 29.0 | 9.6 | 0.4 | 2.0 | 11.4 | 55.6 | 8.0 | 8.6 | 33.8 |
| J. (l) | 3142 | 6276 | | | 6.6 | | 1.4 | | 29.0 | | 4.4 | |
| C. (l) | 3620 | 7232 | 60.2 | 2670.6 | 9.2 | 1.0 | 1.6 | 448.0 | 56.0 | 64.4 | 15.8 | 875.9 |
| Bones | 222079 | 445348 | | | 1579.3 | | 275.8 | | 2240.0 | | 553.0 | |
| C. (l) | 1807 | 3616 | 1.0 | 0.8 | 3.6 | <0.1 | 1.0 | 3.2 | 23.2 | 9.8 | 3.0 | 16.2 |
| C. (r) | 1558 | 3104 | | | 3.4 | | 0.8 | | 14.2 | | 3.0 | |
| C. (l) | 1807 | 3616 | 0.8 | 10.8 | 4.0 | 0.8 | 0.8 | 5.0 | 25.4 | 58.6 | 3.1 | 76.4 |
| J. (l) | 1567 | 3137 | | | 3.0 | | 0.4 | | 12.6 | | 2.8 | |
| C. (l) | 1807 | 3616 | 29.4 | 704.4 | 4.0 | 1.0 | 1.0 | 229.8 | 18.0 | 244.8 | 3.2 | 705.4 |
| Bones | 110452 | 222674 | | | 741.2 | | 137.8 | | 1250.7 | | 214.0 | |
| Skin | 129099 | 258348 | 60.0 | 78600.1 | 878.5 | 44.6 | 159.8 | 1241.9 | 3351.0 | 142.0 | 507.8 | 2066.8 |
| Bones | 110452 | 222674 | | | 725.2 | | 129.6 | | 1260.1 | | 227.4 | |

Tabelle 4.2: Laufzeiten in ms zur Berechnung kürzester Abstände zwischen Paaren von ausgewählten anatomischen Strukturen (J.=Jugularis, C.=Carotis, l/r=links/rechts), einmal unter Verwendung des originären Oberflächennetzes (obere Hälfte des Tableaus) und einmal in einer reduzierten Variante (untere Hälfte des Tableaus), basierend auf zwei separaten Phasen (T_C =Konstruktionszeit, T_Q =Anfragezeit). (Quelle: [Rössling u. a. 2010a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

als sein auf Punkten oder sogar auf Dreiecken operierender Gegenspieler im Modus *Volle Spaltung*. Für Level 8 stellte er sich schließlich sogar als praktisch nicht nutzbar heraus.

Reale Falldaten

Tabelle 4.2 präsentiert die Ergebnisse für das zweite Experiment. Die obere Hälfte des Tableaus zeigt die Laufzeiten, die auf den originären Eingabedaten erreicht wurden. Die untere Hälfte zeigt demgegenüber die Laufzeitergebnisse für eine reduzierte Variante dieser Oberflächennetze als Eingabe. Erneut zeigte die *Spaltung nach Bedarf* eine schnellere Konstruktionszeit, während die *Volle Spaltung* dafür signifikant schneller in der Bearbeitung der Anfrage war. Diesmal wiesen die Laufzeiten das erwartete Verhalten auf, dass die beiden dreiecksbasierten Varianten merklich langsamer waren als ihre knoten-basierten Pendanten. Im direkten Vergleich zum vorangegangenen Experiment zeigt dies, dass bei den Szenarien dieser neuen, mehr praxisorientierten Testumgebung letztlich deutlich mehr Paare von Dreiecken getestet werden mussten.

Wie im ersten Experiment waren Laufzeiten kaum messbar, solange die Komplexität der Segmentierungen im Bereich einer vierstelligen Anzahl an Knoten blieb. Für derartige Eingabegrößen können alle fünf Varianten als hinreichend effizient angesehen werden. Für komplexere Oberflächennetze mit einer fünfstelligen oder größeren Anzahl an Knoten zeigte das Verfahren von [Preim u. a. 2003] jedoch erneut die schon zuvor beobachtete disproportional stärkere Erhöhung der Laufzeiten im Vergleich zu den anderen. Insbesondere im Falle des größten

Oberflächennetzes (letzte Zeile beider Tableaus) waren alle vier Varianten des hier vorgestellten Ansatzes zumeist signifikant schneller mit Blick auf die kumulierte Gesamtlaufzeit – und erst recht, wenn nur die Anfragezeit selbst beurteilt wird. Obgleich das Verhältnis deutlich geringer ausfällt als in Experiment 1, besteht immer noch ein Faktor von über 1700 in der Anfragezeit zwischen der knotenbasierten Variante mit *Voller Spaltung* und dem Ansatz von [Preim u. a. 2003]. Selbst für die dreiecksbasierte Variante mit *Voller Spaltung* lässt sich noch immer eine um den Faktor 500 schnellere Anfragezeit vermelden, was die Effizienz der neu entwickelten Methode insbesondere für große Datenmengen unterstreicht.

Volle Spaltung vs. Spaltung nach Bedarf

Beide Experimente legen einen signifikanten Nutzen nahe, den zusätzliche Aufwendungen in der Vorverarbeitungsphase zu bieten haben. Für die synthetischen Daten von Experiment 1 wurde für die knotenbasierte Umsetzung eine 2 000-fache Beschleunigung der Anfragezeit im Vergleich zwischen der *Spaltung nach Bedarf* und der *Vollen Spaltung* gemessen. Für Dreiecke konnte ein Verhältnis von immerhin 500 beobachtet werden.

Der Grund liegt darin, dass die beiden Suchbäume im initialen Zustand selbst an der Wurzel noch komplett ungeteilt sind. Eine *Spaltung nach Bedarf* muss nun Partitionierungen an allen noch ungeteilten Knoten entlang des Suchpfades durchführen, während sie die Anfrage verfeinernd schrittweise die Suchbäume hinunterschreitet. Dabei müssen sämtliche Primitive eines besuchten noch ungeteilten Knotens im Minimum einmal angefasst werden, um diesen Knoten aufzuteilen und später zu ausgewählten seiner Kinder absteigen zu können. Für den (initial ungeteilten) Wurzelknoten eines Baumes müssen hierzu also sämtliche Primitive der segmentierten Struktur komplett prozessiert werden. Dementsprechend steigt die Anfragezeit bei der *Spaltung nach Bedarf* mindestens linear in der Größe der Eingabe (d. h. der Komplexität beider Oberflächennetze). In der Tat zeigen die in der Tabelle 4.1 angegebenen Messwerte, dass bei einer Vervielfachung der Primitive von einem Level zum nächsten sich die korrespondierenden Anfragezeiten um den Faktor 4 – 5 erhöhen – sowohl für die Repräsentation durch Knoten als auch durch Dreiecke.

Im Gegensatz dazu ist in der Variante *Volle Spaltung* die Hierarchie bereits vollständig aufgebaut, bevor die erste Suchanfrage bearbeitet wird. Im günstigen Falle müssen bei späteren Anfragen nur logarithmisch viele Paare von Knoten auf den jeweiligen Suchpfaden beider Suchbäume prozessiert werden. Diese optimale Konstellation kann jedoch nicht mit Absolutheit garantiert werden. Stattdessen kann es sich ergeben, dass eine ganze Handvoll weiterer Paare von Knoten (in Form ihrer jeweiligen Bounding-Boxen bzw. Primitive) überprüft werden müssen.

Je größer die Anzahl an derartigen Paaren, desto mehr werden diese zur kumulativen Gesamtlaufzeit beitragen. Im gleichen Zuge jedoch wird dadurch das effektive Größenverhältnis der reinen Anfragezeiten beider Varianten zueinander sinken, da diese sich für *Spaltung nach Bedarf* gegenüber *Volle Spaltung* nur durch den Zeitanteil unterscheiden, der zum Spalten der Knoten benötigt wird.

Dieses beschriebene Verhalten konnte für die medizinischen Daten beobachtet werden. Während bei der Repräsentation durch Knoten in manchen Fällen eine fast 450-fache Beschleunigung verzeichnet werden konnte, betrug diese in anderen Fällen lediglich einen Faktor von 6-7. Bei der Repräsentation durch Dreiecke fiel dieses Verhältnis entsprechend geringer aus. Hier war eine Beschleunigung in der Größenordnung von Faktor 15 bis hinunter zu lediglich 2-3 zu verzeichnen. In einem Falle war der Faktor sogar kleiner als 1,5.

Effekt der Mesh-Reduktion

Ein interessanter Effekt kann in der Variante *Volle Spaltung* für die Repräsentation durch Dreiecke beobachtet werden. Grundsätzlich sollte man annehmen dürfen, dass die Laufzeiten auf den originären Oberflächenmodellen (obere Tableauhälfte) stets größer sein sollten als die korrespondierenden Laufzeiten auf den zugehörigen reduzierten Versionen der gleichen Eingaben (untere Tableauhälfte), oder ihnen zumindest entsprechen sollten. Für fast alle Kombinationen von Strukturen und Algorithmen-Varianten trifft dies in der Tat auch zu. Bei der Berechnung des kürzesten Abstandes zwischen *Carotis vs. Jugularis* ebenso wie *Carotis vs. Knochen* zeigte sich jedoch, dass die Anfragezeit in der Variante *Volle Spaltung* überraschenderweise kleiner war für die jeweils größere beider Versionen der Oberflächennetze.

Die Ursache für diese Beobachtung bringt eine nähere Betrachtung der Auswirkungen der Netz-Reduktion ans Licht, welche jeweils durchgeführt wurde, um zu einem originären Oberflächennetz eine entsprechend verkleinerte Version zu erhalten. Die positive Konsequenz war, dass die Höhe der assoziierten Suchbäume reduziert wurde – jedoch lediglich um weniger als ein Level im Durchschnitt. Als potentiell nachteilig erwiesen sich demgegenüber zwei Effekte der Mesh-Reduktion. Zum Einen wurden durch diese kleine topographische Unebenheiten entfernt, die zuvor zu einer frühzeitigeren Eingrenzung der Suche auf die entsprechend erhabenen Bereiche und entsprechender Ausselektion der nicht erhabenen bzw. zurückgesetzten Bereiche geführt hat. Zum Anderen hatte die Mesh-Dezimierung auch zum Ergebnis, dass die Oberflächenmodelle aus durchschnittlich größeren Dreiecken bestanden. Im gleichen Maße größer waren dann auch die korrespondierenden Bounding-Boxen dieser Dreiecke. Einige Paare von Primitiven konnten daraufhin nicht mehr bereits auf Basis ihrer Hüllkörper ausgeschlossen werden, was genau dann einen Unterschied macht, wenn eine größere Menge an Dreiecken erst direkt vor dem Blatt und nicht schon frühzeitiger aussortiert wurde. Beide genannten Effekte zusammen hatten zur Folge, dass für die weniger komplexen Oberflächennetze letztlich eine deutlich größere Anzahl von Dreiecks-Paaren zu testen waren als für die komplexeren Originale.

Skalierung der Referenz-Implementation bei zunehmender Eingabegröße

In beiden Experimenten zeigte die Implementierung von [Preim u. a. 2003] auf hinreichend großen Eingabedaten eine unverhältnismäßig große Laufzeit im Vergleich zu den vier Varianten hier vorgestellten Ansatzes. Dieses Laufzeitverhalten

ist im Wesentlichen durch zwei Gründe verursacht. Zunächst scheint die Dekompositionsstrategie, die durch [Preim u. a. 2003] empirisch ermittelt wurde, für besonders große Datenmengen eher schlecht zu skalieren. Dies führt zu einer sehr großen Menge an Element-Paaren, die es am Ende zu testen gilt. Darüber hinaus scheint die Wahl von Kugeln als Hüllkörper ungünstig zu sein. Zum Einen passen diese sich den Daten weniger gut an (siehe auch Abbildung 4.3), zum Anderen lassen sich während der fortschreitenden Suche entlang der inneren Knoten der Suchbäume bei der Abstandsbestimmung zwischen dieser Art von Hüllkörpern teure Wurzel-Operationen nicht vermeiden⁸. Im Gegensatz zur Situation mit Kugeln lässt sich für die beim eigenen Verfahren verwendeten achsenparallelen Bounding-Boxen die komplette Suche vollständig auf den quadrierten Abständen durchführen und erfordert erst am Ende eine einzige Wurzel-Operation, wenn das jeweilige Minimum oder Maximum gefunden wurde.

4.7 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

In diesem Kapitel wurde ein generischer Ansatz vorgestellt, mit dem klinisch relevante distanzbasierte Maße für segmentierte medizinische Strukturen ermittelt werden können. Als Darstellungsform für Segmentierungen standen dabei Oberflächennetze im Fokus, wobei der Ansatz sich, wie dargelegt wurde, auch für andersgeartete Repräsentationen eignet und ebenso eine Mischung selbiger möglich ist. Mit einer Auswahl an unterschiedlichsten Beispielen (Abschnitt 4.4) wurde die breite Anwendbarkeit für verschiedenste Fragestellungen im Rahmen der Diagnostik und Therapieplanung aber auch darüber hinaus demonstriert. Diese unterschiedlichen Kennwerte können dabei in der Regel auf Basis ein und derselben zugrundeliegenden räumlichen Datenstruktur berechnet werden.

Mit Blick auf die konkrete Aufgabe der Vermessung kürzester Abstände zeigte sich der Ansatz in empirischen Tests teils deutlich effizienter im Vergleich zu einer bisherigen Methode aus der Literatur im medizinischen Anwendungsbereich. Die Anfragezeiten erlauben sogar eine Echtzeit-Kollisionserkennung mit einfachen Referenzstrukturen. So wird das vorgestellte Verfahren in dieser Form auch bereits erfolgreich im Rahmen eines Planungstools für die HNO-Chirurgie (Kapitel 8) eingesetzt, um neben der Erfüllung von Vermessungsaufgaben auch als Kernbestandteil in einem Ansichtsmodul für die Virtuelle Endoskopie mitzuwirken.

Davon abgesehen werden durch das Verfahren auf Basis der gegebenen Darstellungsform als Oberflächennetz geometrisch exakte Ergebnisse berechnet. Alle in den Eingabedaten enthaltenen geometrischen Primitive werden auch effektiv einbezogen, anstatt der weit verbreiteten Praxis zu folgen, sich einzig auf die Eckpunkte zu beschränken und deren Zusammenschluss in Dreiecken gänzlich

⁸Der Abstand d_K zweier Kugeln mit Radius r_1, r_2 ist: $d_K = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2} - (r_1 + r_2)$.
 Quadriert ergibt sich: $d_K^2 = \Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2 - 2(r_1 + r_2) \cdot \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$.
 Als quadrierter Abstand d_B^2 zweier Boxen mit halber Seitenlänge $r_{1,xyz}, r_{2,xyz}$ ergibt sich:
 $d_B^2 = \max(\Delta x - (r_{1,x} + r_{2,x}), 0)^2 + \max(\Delta y - (r_{1,y} + r_{2,y}), 0)^2 + \max(\Delta z - (r_{1,z} + r_{2,z}), 0)^2$

zu vernachlässigen. Dies erlaubt es letztlich, echte Berührungs- und Durchdringungsflächen als datentechnisches Produkt von Gewebeverdrängungen und Infiltrationen zu identifizieren und selbige zu vermessen. Darüber hinausgehend bietet die Rückgabe nicht nur des numerischen Messergebnisses, sondern auch seiner definierenden Primitive, die Grundlage für präzisere Visualisierungen von Abstandsmaßen, vor allem im extremen Nahbereich.

Als inhärente Voraussetzung müssen die relevanten Strukturen hierzu jedoch eine Segmentierung erfahren. Hierzu wurde im Eingang des Kapitels beleuchtet, unter welchen Randbedingungen diese als gegeben angenommen werden darf. Eine Segmentierung wird dabei als individueller 3D-Befund eines medizinischen Experten angesehen, auf welchem die ermittelten Maße dann entsprechend aufbauen. Durch die Garantie geometrisch exakter Ergebnisse wird gewährleistet, dass die ermittelten Maße auch eine unmittelbare und exakte Implikation des Befundes sind und nicht durch Ungenauigkeiten im Messablauf zusätzlich verfälscht wurden. Nichtsdestotrotz wurde aber auch gezeigt, wie Ungenauigkeiten in den Eingabedaten grundsätzlich modelliert werden könnten und der vorgestellte Ansatz dann weitestgehend transparent mit diesen umgehen könnte.

In der Zukunft könnten noch folgende weitere Punkte adressiert werden. Die räumliche Dekompositionstechnik, die für die Berechnung kürzester Abstände implementiert wurde, ist ziemlich simpel. Das gleiche gilt für die Wahl von achsenparallelen Bounding-Boxen (AABB) als Hüllkörper. Dies stellt einen ganz guten Kompromiss zwischen maximaler Flexibilität und höchster Effizienz dar, dessen Vorteil darin liegt, dass die sich ergebende Datenstruktur für derzeit alle in Abschnitt 4.4 präsentierten Anwendungsbeispiele eingesetzt werden kann. Nichtsdestotrotz können ausgereifere räumliche Datenstrukturen und Dekompositionstechniken, wie z. B. Spatial Hashing [Eitz und Lixu 2007], zu noch besseren Laufzeiten führen – bereits für den allgemeinen Fall, aber vor allem auch ganz spezifisch für ausgewählte Anwendungsfälle, durch genau dafür zugeschnittene Techniken und Datenstrukturen.

Zu guter Letzt ließe sich auch das Konzept eines dem Messverfahren eingeräumten *maximal erlaubten Fehlers*⁹ (im Gegensatz zur bisher betrachteten *geometrischen Exaktheit*) umsetzen, welches ein zusätzliches Mittel für einen vorzeitigen Abbruch der Suchanfrage bietet. Der in Abschnitt 4.3.4 präsentierte Anfrage-Algorithmus stoppt in der vorgestellten Form erst, sobald das Kopfelement der Warteschlange einen Prioritätswert hat, der größer ist als die kürzeste *effektive* Distanz, die bisher ermittelt wurde. Wenn jedoch das Ergebnis lediglich bis auf einen gegebenen maximalen Gütefehler genau sein muss, kann der Algorithmus deutlich früher stoppen – bestenfalls bereits auf einer höheren Ebene von Hüllkörpern, aus denen dann lediglich ein Kandidat deterministisch¹⁰ auszuwählen wäre. Dieser eingeräumte Gütefehler könnte dabei wahlweise vom Nutzer selbst stammen oder auf einen allgemein anerkannten Wert für den jeweiligen Anwendungskontext bzw. die vorliegende Ausprägung der Datensatzmodalität gesetzt werden.

⁹Hiermit ist der maximale Messfehler auf an sich exakten Eingaben gemeint.

¹⁰Damit die Ergebnisse weiterhin reproduzierbar bleiben.

5

(Interaktive) Visualisierung von Vermessungsergebnissen

Im vorangegangenen Kapitel wurde ein generisches Verfahren vorgestellt, welches eine vollautomatische Berechnung abstandsbasierter Maße für segmentierte anatomische und pathologische Strukturen erlaubt. Als Ergebnis wurde dabei neben dem Abstandswert selbst auch dessen genaue räumliche Ausprägung zurückgegeben. Diese stellt einen wesentlichen Teil der Gesamtinformation einer Vermessung dar. So ist die quantitative Maßzahl allein nur von geringerer Aussagekraft ohne eine nähere Angabe, an welcher Stelle das ermittelte Maß letztlich angenommen wird bzw. welche räumliche Region es begrenzt. Diese Information sollte als Teil der Ergebnispräsentation also nach Möglichkeit mit rückgekoppelt werden.

Eine dedizierte Visualisierung, die das Maß in einen Bezug zu den Bilddaten und/oder segmentierten Strukturen setzt, erlaubt dem Betrachter eine eingehendere Bewertung des Messergebnisses im Kontext seiner räumlich-strukturellen Umgebung. Allem voran bietet sie dem Chirurgen einen direkten Zugang, das ermittelte Maß auf Plausibilität zu prüfen, und trägt damit zusätzlich zur klinischen Sicherheit bei. Zudem ermöglicht sie ihm eine qualitative Beurteilung weitergehender Aspekte, die in dem Maß selbst nicht enthalten sind, wie z. B. der räumlichen Verteilung der lokalen Umgebung: Handelt es sich um eine lokal begrenzte bzw. besonders exponierte Stelle oder werden in einer größeren Umgebung ähnliche Werte angenommen? Grenzt der Tumor nur punktuell oder großflächig an die Risikostruktur? Ist die Stenose nur lokal oder ausgedehnter Natur? Stellt die Lage der Läsion – unabhängig vom ermittelten Abstandsmaß – aus funktioneller Sicht ein erhöhtes Risiko dar? Ist sie interventionell gut oder minder gut zugänglich?

Individuelle Planungsfragen wie diese lassen sich am besten im Rahmen einer interaktiv explorierbaren Szene beurteilen, in der der Chirurg die Perspektive live manipulieren und weitere Szenenparameter zur Darstellung der Bilddaten, der segmentierten Strukturen oder auch der Maße selbst nach Bedarf frei anpassen kann.

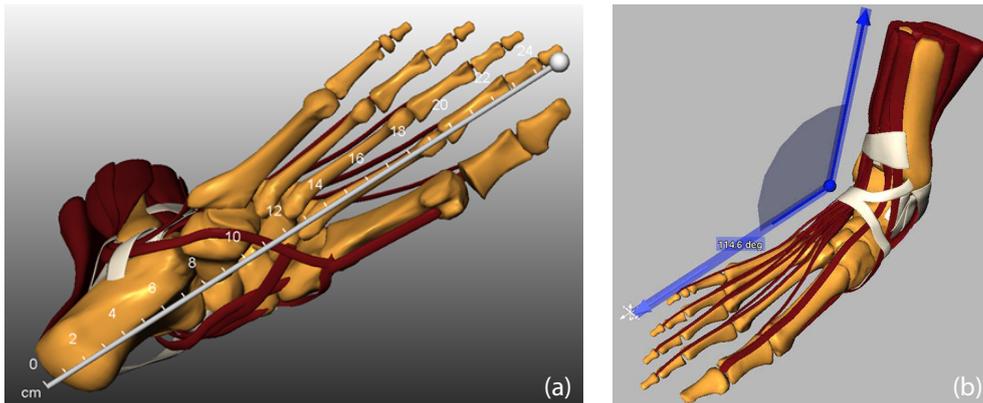


Abbildung 5.1: Manuelle Vermessung eines Fußmodells. *Links:* Längenbestimmung mittels Interactive Ruler. *Rechts:* Winkelmessung mit interaktivem 3D-Widget (Quelle: [Preim u. a. 2002b]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

Der Rest des folgenden Kapitels soll sich mit der Visualisierung räumlicher Vermessungsergebnisse in interaktiven Szenen befassen. In Abschnitt 5.1 wird zunächst auf verwandte Arbeiten eingegangen. Abschnitt 5.2 stellt den Hauptbeitrag dieses Kapitels dar und setzt sich mit der interaktiven Visualisierung von Abständen und Ausdehnungen in 3D-Szenen auseinander. Dabei werden zunächst qualitative Kriterien für das visuelle Erscheinungsbild bei der Präsentation von Messergebnissen postuliert. Daraufhin werden verschiedenartige Darstellungsparameter präsentiert, auf deren Basis differenzierte Visualisierungsvarianten erarbeitet wurden. Diese wurden im Rahmen einer Nutzerstudie evaluiert, deren Aufbau und Durchführung beschrieben und deren Ergebnisse anschließend vorgestellt und diskutiert werden sollen.

Da für die chirurgische Diagnostik und Therapieplanung die Betrachtung herkömmlicher zweidimensionaler Schichtbilder jedoch nach wie vor den de-facto-Standard darstellt, setzt sich Abschnitt 5.3 noch einmal näher mit der Darstellung dreidimensionaler Abstände in diesem schichtweise zweidimensionalen Kontext auseinander. Abschnitt 5.4 schließt das Kapitel mit einer Zusammenfassung ab.

5.1 Verwandte Arbeiten

Dedizierte Darstellung räumlicher Maße

Trotz der eingangs dargelegten Relevanz dieser Thematik erscheint die Literatur, die sich dediziert mit der Visualisierung spatialer Kennwerte in medizinischen Szenen auseinandersetzt, überschaubar. Einen kurzen Abriss zu den üblichsten Anwendungsfällen geben [Preim und Botha 2013]. Veranschaulicht wird jeder Fall dabei anhand einer medizinischen 3D-Szene und einer möglichen Visualisierung. Für räumliche Punktabstände und Längenskalen werden *Distance Lines* und *Interactive Rulers* aus [Preim u. a. 2002b] beispielhaft angeführt. Für Dreifach-Ausdehnungen wird ein interaktiv transformierbares 3D-Box-Widget angeführt, welches um zusätzliche Längenangaben erweitert wurde. Auch eine Vermessung



Abbildung 5.2: Approximative manuelle Abstands-Bestimmung. *Links:* Interaktives 3D-Mess-Widget mit getrennter Anzeige des Messwertes samt modalitätsbedingter Ungenauigkeit, beide mit überraschend vielen Nachkommastellen angegeben (Quelle: [Hastreiter u. a. 1998]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). *Rechts:* Distance Line (Quelle: [Preim u. a. 2001]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer).

von Winkeln wird illustriert. In [Hastreiter u. a. 1998] werden Abstände und Volumina bei Aneurysmen auf approximative Weise interaktiv bestimmt, wobei für letzteres ein Ellipsoid innerhalb der 3D-Szene manuell skaliert, rotiert und verschoben wird. Für die Darstellung des Maßes wird eine simplere Form gewählt, bei der Bemaßung und Maßzahl visuell voneinander getrennt sind.

Insgesamt wird in den vorgenannten Beispielen ein klarer Fokus auf die interaktive manuelle Vermessung gesetzt, bei der der Anwender über in die 3D-Szene eingebrachte Manipulatoren direkt mit den Maßen selbst interagiert. Während [Preim u. a. 2002b] hierbei den Desktop-Einsatz betrachten, adressieren [Reitinger u. a. 2006] den Einsatz in VR-Umgebungen. Für die Messung von Volumina wird sich dort der Analogie eines Messbechers bedient, in den auch multiple Objekte eingeführt werden können, deren Einzelvolumina dann addiert werden.

Für die reine Darstellung bereits ermittelter Messergebnisse (ohne Möglichkeit zur manuellen Adaption) werden dagegen keine Manipulatoren benötigt. [Preim u. a. 2002b] illustrieren dies beispielhaft für automatisch berechnete Winkel, maximale Durchmesser sowie äußere Abmaße segmentierter Strukturen. Für die Darstellung der Dreifach-Ausdehnung verwenden sie dabei anstelle einer annotierten 3D-Box drei zueinander orthogonale Distance Lines (Abbildung 5.3). Ergänzend dazu präsentieren [Krüger u. a. 2005] noch eine Technik zur Visualisierung interventionell relevanter Sicherheitsabstände in 3D-Szenen, bei der die Abstände maligner Läsionen zu einer ausgewählten Risikostruktur durch eine diskrete Farbkodierung auf Basis vorgegebener Grenzwerte auf deren Oberfläche dargestellt werden.

Im Kontext von 2D-Schichtbilddaten stellt sich die Situation anders dar. Die meisten Software-Tools zur Betrachtung radiologischer Bilddaten kommen bereits von Hause aus mit einem Toolset an verschiedenen 2D-Messwerkzeugen für z. B. Abstände, Winkel, Flächen innerhalb der aktuellen Schicht daher. Weniger naheliegend scheint indes die Visualisierung schichtübergreifender 3D-Maße in diesem zweidimensionalen Kontext zu sein. Entsprechend unterrepräsentiert ist diese Thematik auch in der einschlägigen wissenschaftlichen Literatur.

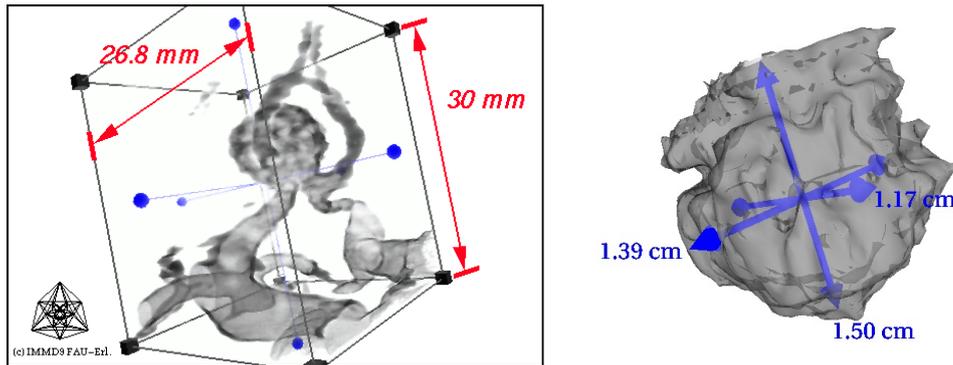


Abbildung 5.3: Links: Approximative manuelle Bestimmung der Abmaße eines Aneurysmas mit Hilfe eines um Längenangaben erweiterten interaktiven Handlebox-Manipulators (© Mit freundlicher Genehmigung von Peter Hastreiter). Rechts: Innenliegende Darstellung der Abmaße eines Tumors durch Kombination dreier Distance Lines (Quelle: [Preim u. a. 2001]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer).

Für das in [Hastreiter u. a. 1998] vorgestellte interaktive 3D-Widget zur Approximation von Volumina in 3D-Szenen präsentieren [Preim u. a. 2002b] eine duale 2D-Repräsentation, mittels derer sich der Ellipsoid im Kontext der zugehörigen Schichtbilddaten betrachten und manuell transformieren lässt. Auch die Darstellung dreidimensionaler (Punkt-)Abstände und Winkel im Schichtbild werden in dieser Publikation zum Zwecke der Validierung dieser Maße tangiert. Dabei werden jedoch lediglich deren definierende Endpunkte dargestellt (Abbildung 5.18). Für Winkel wird jedoch zunächst eine Multiplanare Reformatierung (MPR) durchgeführt, welche die initiale Schichtebene genau durch diese drei Winkelpunkte legt (Abbildung 5.20).

[Tietjen u. a. 2006] setzen sich gezielter mit der Anreicherung schichtbasierter Visualisierungen medizinischer Volumendaten auseinander. Sie präsentieren eine Technik, um Sicherheitsabstände in 2D-Schichtbildern zu visualisieren. Zudem widmen sie sich eingehender der Frage, wie Zielstrukturen in 2D-Schichtbildern auch dann lokalisiert werden können, wenn sie in der aktuellen Schicht nicht enthalten sind, und entwickeln hierzu drei verschiedene Ansätze: *Lift Charts*, *Halos*, sowie *um Marker erweiterte Fadenkreuze*. Diese verkörpern zwar dahingehend keine Maß-Darstellungen im engeren Sinne, als dass ihnen eine Maßzahl oder sonstige quantitative Angabe fehlt. Dennoch geben sie zumindest auf qualitative Weise Auskunft über Lage und z. T. Ausdehnung der Zielstruktur in Relation zur aktuell betrachteten Schicht.

Annotationen

Visualisierungen räumlicher Maße sind in Zweck und Funktionsweise sehr artverwandt mit (automatischen) Annotationen. Deren Aufgabe ist es, relevante Zusatzinformationen meist textueller Natur¹ an hierfür besonders geeigneten Positionen in eine zwei- oder dreidimensionale Szene einzubetten. Hierbei kann es sich beispielsweise um die Bezeichnung der Struktur handeln (in diesem Falle

¹alternativ auch Icons, Explorationshilfen

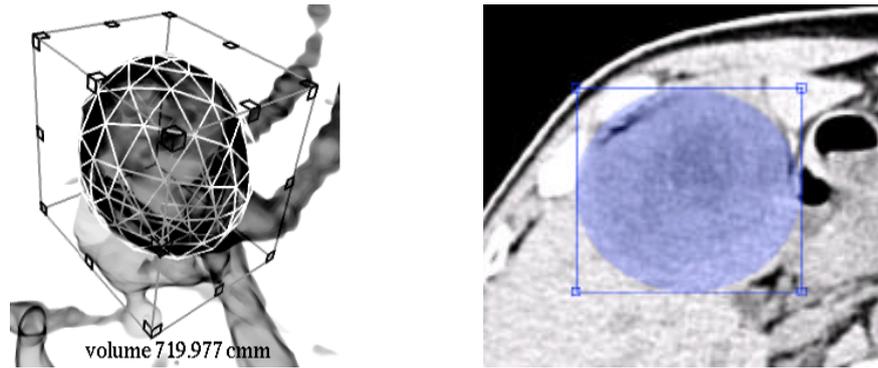


Abbildung 5.4: Approximative manuelle Bestimmung des Volumens einer Struktur. *Links:* Interaktives Box-Widget als 3D-Repräsentation (Quelle: [Hastreiter u. a. 1998]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). *Rechts:* Später entwickelte zugehörige 2D-Repräsentation (Quelle: [Preim u. a. 2002b]. © 2011 IEEE).

spricht man auch vom *Labeling*) oder auch um eine mit ihr assoziierte Objekteigenschaft wie „Volumen“ oder „Ausdehnung“. Es ist also indiziert, auch Literatur zu diesem allgemeineren Themenfeld zu berücksichtigen.

Das Thema Annotation und Labeling ist in unterschiedlichen Bereichen Gegenstand der Forschung. Neben der Kartographie ist es insbesondere für Illustrationen in der Medizin, Biologie und Technik von Bedeutung und findet dort vor allem bei der Erstellung domänenspezifischer Atlanten Einsatz. Für die Kartographie stellt [Imhof 1975] eine der Hauptreferenzen dar. Unterschiedlichste Anwendungen, Zielkriterien und Strategien werden betrachtet und gegeneinander abgewogen. Inzwischen werden auch dynamische Szenen im Sinne animierter [Harrower 2003] oder interaktiver Karten [Harrower und Sheesley 2007] betrachtet.

Für Annotation und Labeling in medizinischen 2D- und 3D-Visualisierungen gibt [Preim und Botha 2013] einen guten Einstieg. Als der Klassiker unter den Anatomie-Atlanten wird das regelmäßig neu aufgelegte Werk von Henry Gray aus dem Jahre 1958 [Standring 2008] angesehen, welches weit über 1.000 Illustrationen zur menschlichen Anatomie enthält – allesamt von Hand gezeichnet und annotiert (siehe auch Abbildung 2.12). Zum Einsatz kommen dabei sowohl *interne Annotationen*, bei denen das Objekt durch die Beschriftung überlagert bzw. selbige in die Objektform eingepasst wird, als auch *externe Annotationen*, bei denen das Label weiter außerhalb platziert und über eine Verbindungslinie mit einem Ankerpunkt auf/in dem Objekt verknüpft wird.

Derartige annotierte Darstellungen computergestützt zu erzeugen, setzt die Möglichkeit voraus, gute Anordnungen der Labels algorithmisch berechnen zu können. [Christensen u. a. 1995] zeigen, dass die optimale Platzierung multipler externer Annotationen für 2D-Szenen bereits NP-vollständig ist, durch entsprechende Heuristiken sich jedoch zuverlässig qualitativ ansprechende Ergebnisse erzielen lassen. Die zweite, deutlich größere Hürde besteht jedoch darin, ein solches Arrangement im Kontext einer veränderlichen Szene dynamisch und möglichst kohärent zu adaptieren. Bei interaktiven Szenen müsste diese Anpassung im Gegensatz zu Animationen sogar in Echtzeit erfolgen.

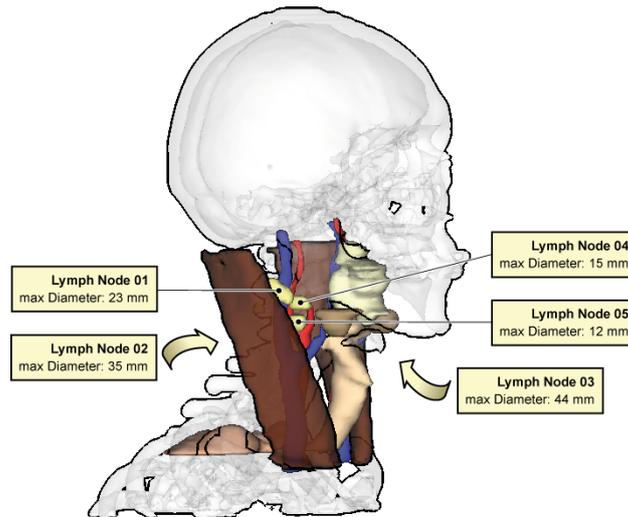


Abbildung 5.5: Externe Annotationen (Quelle: [Mühler 2010]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Konrad Mühler)

Im weit verbreiteten medizinischen Lernsystem Voxel-Man [Höhne u. a. 2008] wird diese Problematik nicht adressiert. Für 2D- und 3D-Szenen werden Labels am Rand der Reihe nach untereinander angeordnet, Überlappungen mit der Darstellung und Überschneidungen der Linien jedoch weder geprüft noch behandelt. Für die Entwicklung des anatomischen Ausbildungssystems ZOOMILLUSTRATOR [PREIM 1997] wurde durch [Preim u. a. 1995] eine eingehendere Analyse des Verhaltens von Annotationen in interaktiven Darstellungen durchgeführt. Das initial berechnete Layout wurde dabei jedoch nicht kontinuierlich, sondern erst auf Initiative des Nutzers hin aktualisiert.

[Ali u. a. 2005] stellen ein Verfahren vor, kompakte 3D-Szenen opaquer Strukturen mit externen Labels zu annotieren, welche auf einer die Szene umgebenden Hülle platziert werden. Die Implementierung ist echtzeitfähig, wobei das aktuelle Setting von Ankerpunkten und Annotationstexten so lang wie möglich beizubehalten versucht wird und erst im Falle von Konflikten lokal korrigiert wird. [Mühler und Preim 2009] baut auf diesem Verfahren auf und erweitert es um die Möglichkeit, auch Strukturen annotieren zu können, die durch andere semi-transparent überlagert oder gar vollständig verdeckt sind. Für diesen Fall wird mit einer speziellen Pfeildarstellung, die den Zusammenhang zwischen Label und (verdeckter) Struktur lediglich andeutet (Abbildung 5.5), auf geschickte Weise die Konvention durchbrochen, nur sichtbare Objekte zu annotieren. Für interaktive 2D-Schichtbilddarstellungen wird ein gänzlich eigenes Verfahren entwickelt. Besonderes Augenmerk wird dabei auf die Kohärenz beim Slicing gelegt. Darüber hinaus werden auch weitere ästhetische Aspekte wie das Verhalten bei besonders groß- oder kleinflächigen Strukturen sowie die Zusammenfassung semantisch gleicher Labels aktiv behandelt.

Interne Annotationen werden von [Mühler 2010] unter Berufung auf ausführliche Diskussionen mit v. a. medizinischen Anwendern als für das Labeling anatomischer 3D-Szenen ungeeignet verworfen. Mit dieser Thematik setzen sich dagegen

medizinischer?

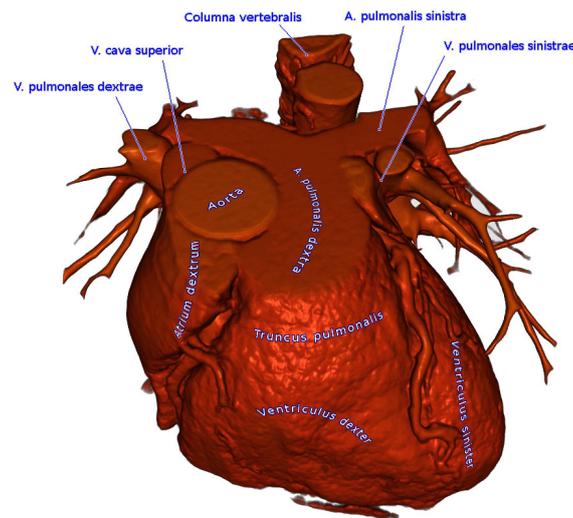


Abbildung 5.6: Annotierte Illustration eines Herzens mit hybrider Beschriftung aus externen und internen Labels (Quelle: [Ropinski u. a. 2007]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Timo Ropinski

[Götzelmann u. a. 2005] ausführlich auseinander. Sie stellen heraus, dass der Einsatz interner versus externer Labels abhängig vom verfügbaren Platz variieren sollte. Als Konsequenz sollte der Typ eines Labels bei hinreichender Veränderung des freien Platzes wechseln können. Allgemein geben [Götzelmann u. a. 2005] den internen Annotationen aufgrund ihrer direkteren Assoziativität zu der durch sie bezeichneten Struktur jedoch den grundsätzlichen Vorzug. Dabei werden die Labels in ihrem Verlauf an der Skelettierung der projizierten Oberfläche ausgerichtet (*Lettering*) und der Darstellung in 2D überlagert. [Ropinski u. a. 2007] betten ihre Labels indes direkt in die 3D-Szene ein und orientieren sich hierbei an der dreidimensionalen Oberflächenform der jeweiligen Struktur.

5.2 Interaktive Visualisierung von Abständen und Ausdehnungen in 3D-Szenen

Den aufgeführten Arbeiten zur Visualisierung räumlicher Messergebnisse ist gemein, dass sie für die adressierten räumlichen Maße zwar jeweils eine konkrete Darstellungsvariante vorstellen, jedoch denkbare Alternativen nicht eingehender diskutieren. Spontan ließe sich als Argument anführen, dass es aus rein funktionaler Sicht keinen Unterschied mache, in welcher Form die visuelle Darstellung konkret erfolgen mag, solange das Maß korrekt repräsentiert wird. Dem ist jedoch entgegenzuhalten, dass eine schlechte bzw. ungeeignete Visualisierung einen sehr nachteiligen Einfluss auf die Nutzerakzeptanz haben und die Interpretation der dargestellten Zusammenhänge erschweren. Es sollte sich also eingehender mit der Frage auseinandergesetzt werden, auf welche Weise ein konkretes Maß am besten dargestellt werden kann.

Im Bereich des Labeling wurden damit einhergehende Aspekte bereits umfangreich untersucht [Götzelmann 2008]. Jedoch beziehen sich nur wenige räumliche Maße, wie das Volumen, auf die Struktur in ihrer (abstrakten) Gesamtheit. In den meisten Fällen ist dagegen gerade das Maß selbst in seiner konkreten räumlichen Ausprägung das eigentliche „Objekt von Interesse“, auf welches sich die ebenfalls darzustellende textuelle Zusatzinformation (der Messwert) bezieht.

Für ausgewählte abstands-basierte Maße, auf die genau dies zutrifft, haben wir daher verschiedenste Visualisierungsformen entwickelt und im Rahmen einer Nutzerstudie evaluiert. Drei Anwendungsfälle wurden dabei konkret betrachtet, die sich aus wichtigen medizinischen Fragestellungen für die Interventionsplanung ableiten lassen: Die Visualisierung von *kürzesten Abständen*, *größten Ausdehnungen* sowie *Abmaßen*² anatomischer und pathologischer Strukturen.

5.2.1 Anforderungen an die Visualisierung

Für die einleitend ausgewählten Abstandsmaße besteht das Ziel also nicht allein darin, die ermittelten Messwerte gut sichtbar in der Szene zu platzieren und sie „irgendwie“ mit den vermessenen Strukturen visuell zu verbinden. Vielmehr sollte differenziert dargestellt werden, an welcher Stelle genau das jeweilige Maß sich manifestiert bzw. wie es sich räumlich begrenzt. Die Messergebnisse müssen dabei aus Gründen klinischer Sicherheit und Effizienz in einer Form präsentiert werden, die nicht nur diesen räumlichen Bezug klarstellt, sondern dem Chirurgen zudem auf intuitive Weise eine leichte und korrekte Ablesung erlaubt.

Wie gut eine Bemaßung letztlich vom Betrachter wahrgenommen wird, hängt von verschiedenen Aspekten ihres Erscheinungsbildes ab. Für gute visuelle Wirkung wurden durch [Preim u. a. 2001] drei Merkmale als maßgeblich vorgeschlagen:

- Die Zuordnung zwischen Bemaßung und Struktur soll klar erkennbar sein.
- Sowohl die klare Zuordnung von Maßzahlen zu Maßlinien, als auch deren korrekte Ablesung müssen gewährleistet sein.
- Die Visualisierung muss individualisierbar sein, so dass für den Nutzer Parameter wie Farbe, Schriftgröße usw. individuell einstellbar sind.

In ausführlichen Gesprächen mit unseren medizinischen Partnern persönlichen Rückkopplungen und Beobachtungen zur Benutzung unserer prototypischen Software-Applikationen haben wir jedoch die Erfahrung gemacht, dass eine Parametrierbarkeit derartiger Details nur selten genutzt oder angefragt wurde. Die Anpassung kostet den Chirurgen zusätzliche Zeit und bringt wenig bis keinen klinischen Zusatznutzen, solange die vorhandene Visualisierung bereits aussagekräftig genug ist. Dagegen wächst jedoch die Komplexität der Benutzerschnittstelle. In diesem Punkt decken sich unsere Erkenntnisse mit denen von [Cordes u. a. 2007],

²Unter den *Abmaßen* bzw. der *Dreifach-Ausdehnung* eines Objektes wollen wir im Folgenden drei zueinander orthogonale Ausdehnungen bezeichnen, die zusammengenommen einen Quader im 3D beschreiben.

demzufolge Chirurgen klare und einfach zu verstehende Benutzungsschnittstellen gegenüber umfangreicheren Einstellungsmöglichkeiten bevorzugen³.

Die Individualisierbarkeit der Darstellung im Hinblick auf die genannten Detaileigenschaften (Farbe, Schriftart, Schriftgröße, etc.) soll deshalb in den Hintergrund treten. Stattdessen möchten wir ein weiteres Kriterium ergänzend anführen, welches bei der Darstellung von Vermessungen innerhalb dynamischer Szenen zusätzlich relevant wird und in diesem Kontext für Annotationen bereits etabliert ist: die *Kohärenz*. Zusammenfassend haben wir die folgenden qualitativen Kriterien postuliert, die wir den weiteren Ausführungen zugrundelegen wollen:

Klare Zuordnung Sowohl die Zuordnung von Bemaßungen zu ihren Objektreferenzen als auch die von Maßzahlen zu ihren Maßlinien muss jeweils eindeutig und klar erkennbar sein.

Lesbarkeit Die Maßzahlen müssen eine leichte und korrekte Ablesung erlauben und dürfen insbesondere nicht verdeckt werden.

Kohärenz Im Rahmen der Interaktion mit der 3D-Szene sollten weder Maßlinien noch Maßzahlen den Betrachter durch auffällige (z.B. sprunghafte) Änderungen ablenken.

5.2.2 Entwurf

Die genannten qualitativen Kriterien bieten einen sehr guten Anhaltspunkt für den Entwurf geeigneter Visualisierungsformen. An ihnen orientierend haben wir verschiedene Darstellungsvarianten entwickelt, mit dem Ziel, diese unter Einbeziehung des medizinischen Anwenders gegeneinander abzuwägen. Auf eine Betrachtung visueller Details wie Farbe, Font oder Linienstil wurde dabei aus den bereits erläuterten Gründen bewusst verzichtet.

Für die Visualisierung der Maßlinien wurde zunächst allgemein festgestellt, dass diese zwingend innerhalb der 3D-Szene eingebettet werden sollten. Eine nachträgliche Überlagerung in der Bildebene als zweidimensionales Overlay etwa wurde bereits in ersten Vorab-Tests einstimmig verworfen, da die räumlichen Zusammenhänge in der Tiefe inadäquat wiedergegeben werden. In Folge dessen präsentiert sich das dynamische Verhalten dieser Darstellung bei Interaktionen nicht konsistent zu dem der 3D-Szene und wirkt deshalb hochgradig verwirrend. Für die deshalb a priori festgelegte Einbettung der Maßlinie in die 3D-Szene wurden daraufhin zwei allgemeine Darstellungsparameter mit ihrerseits jeweils verschiedenen Ausprägungen herausgearbeitet (Abbildung 5.7):

Dimensionalität:

- *3D-Pfeil*: In [Preim u. a. 2001] wurden Distance Lines in Form eines zylindrischen Schaftes mit je einer Kegelspitze an jedem der beiden Endpunkte dargestellt. Dies stellt eine mögliche Variante dar.

³Dies gilt zumindest für den Anwendungsbereich der Therapieplanung. Für Erstellen von Präsentations- bzw. Publikationsmaterialien oder das Authoring von Lerninhalten ergeben sich z. T. sehr abweichende Anforderungen

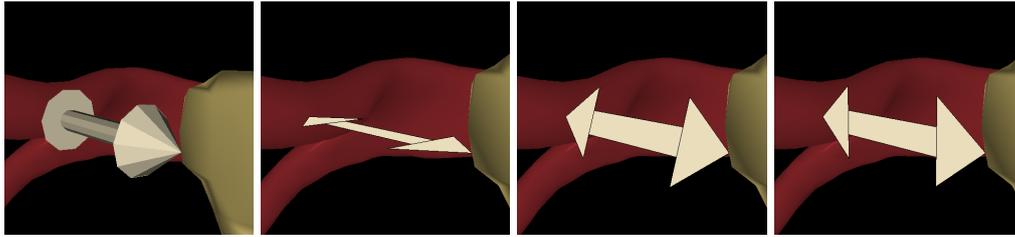


Abbildung 5.7: Dimensionalität und Ausrichtungskorrektur: 3D-Pfeil, sowie 2D-Pfeil in den Varianten *statisch*, *sicht-optimal*, und *(smooth)-flip* (v.l.n.r.) (Quelle: [Rössling u. a. 2009a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

- *2D-Pfeil*: Dieser vorgenannten Repräsentation möchten wir ein planares Pendant in Form eines lediglich zweidimensionalen Pfeils gegenüberstellen. Hintergrund dieses Vorschlages ist die Überlegung, dass ein solcher 2D-Pfeil aufgrund seiner Flachheit sich von den restlichen sonst dreidimensionalen Strukturen der Szene möglicherweise besser abhebt als es ein 3D-Pfeil täte. In diesem Falle wäre er schneller als „Zusatzinformation“ bzw. „nicht zur eigentlichen Szene zugehörig“ wahrnehmbar.

Beim 2D-Pfeil ergibt sich aufgrund der Planarität das Problem, dass eine feste Ausrichtung zu extrem flachen Blickwinkeln führen kann. Dies kann durch eine Neuausrichtung der Pfeilebene korrigiert werden. Vier Lösungen wurden für diese *Ausrichtungskorrektur* erarbeitet:

Ausrichtungskorrektur:

- *statisch*: Es wird keine Korrektur vorgenommen. Hierdurch wird vermieden, dass die Aufmerksamkeit des Nutzers durch ein abweichendes Bewegungsmuster des Maßes (im Vergleich zum Rest der Szene) auf selbiges gelenkt wird. Diese Konstanz in der relativen Ausrichtung geht allerdings sehr zu Lasten der Lesbarkeit bei ungünstigen Blickwinkeln.
- *sicht-optimal*: Hier wird die zweidimensionale Pfeilebene fortwährend so um die eigene Längsachse gedreht, dass die von der Kamera aus sichtbare Fläche des Pfeils maximiert wird. Dies führt jedoch dazu, dass der Pfeil sich bzgl. der Kamerabewegungen anders verhält, als der Rest der Szene.
- *flip*: Der Pfeil wird an sich statisch dargestellt, bei Überschreiten eines Winkels von 45° dann allerdings umgeklappt. Auf diese Weise wird eine maximale Konstanz gewahrt, bei der die Darstellung lediglich an einer Grenzstelle wechselt, um zu ungünstige Blickwinkel zu begrenzen. Dieser Wechsel wird allerdings sprunghaft vollzogen, was eine Irritation der Aufmerksamkeit des Betrachters zur Folge haben kann.
- *smooth-flip*: Um diesen abrupten Ebenenwechsel zu vermeiden, wurde diese zusätzliche Variante entworfen. Hierbei behält der 2D-Pfeil seine feste Ausrichtung zunächst bei und wird innerhalb eines Übergangsbereiches zwischen zwei vordefinierten Winkeln kontinuierlich von dieser Ebene in die zu ihr orthogonale Ebene überführt. Dies stellt einen Trade-Off zwischen der Konstanz einerseits und der Vermeidung ungünstiger Sichtwinkel sowie sprunghafter Änderungen andererseits dar.

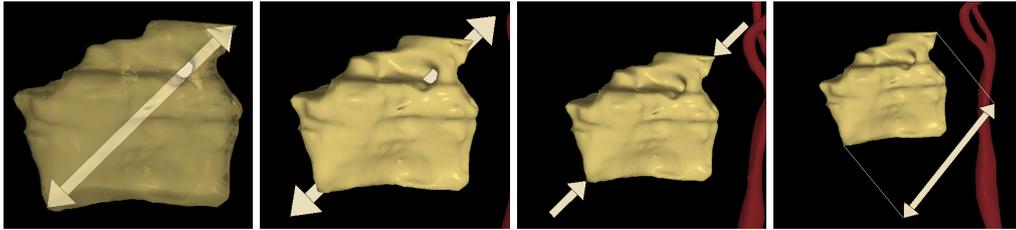


Abbildung 5.8: Verdeckung: Behebung des Problems durch *Objekttransparenz*, *Überstand* oder *Außenansetzung der Maßpfeile* sowie durch *Hilfslinien* (v.l.n.r.) (Quelle: [Rössling u. a. 2009a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

Soll statt eines Abstandes zwischen zwei Strukturen vielmehr die größte Ausdehnung einer Struktur visualisiert werden, tritt ein weiteres Problem auf. In diesem Anwendungsfall verläuft das Referenzmaß in der Regel innerhalb des vermessenen Objektes, sodass es bei regulärer Einbettung aufgrund des umgebenden Objektes nicht sichtbar wäre. Zur Auflösung dieses Verdeckungskonfliktes wurden vier (teilweise kombinierbare) Lösungen erarbeitet (Abbildung 5.8):

Verdeckungsauflösung:

- *Objekttransparenz*: Dies ist der naheliegendste Ansatz zur Auflösung von Verdeckungen in 3D-Szenen. Die Opazität der Objektoberfläche wird reduziert, sodass das innenliegende Maß sichtbar wird. Hierdurch wird jedoch die Wahrnehmbarkeit der Oberflächendetails des Objektes selbst zu einem gewissen Grade reduziert.
- *Pfeilüberstand*: Durch einfache Verlängerung des Pfeils in beide Richtungen wird ein entsprechender Überstand an beiden Enden erzeugt. Hierdurch werden die Pfeilenden wieder sichtbar⁴. Im Ergebnis ragen die Enden des Pfeils jedoch über ihre Bezugspunkte hinaus und stimmen mit diesen nicht mehr überein.
- *Hilfslinien*: Den wohl klassischsten Anwendungsbereich für Bemaßungen stellen technische Zeichnungen dar. Um zu vermeiden, dass Maße dort das dargestellte Objekt überlappen, werden sie über orthogonale Hilfslinien nach außen geführt. Dieses Konzept wurde auf das vorliegende Szenario übertragen und hierzu für den dreidimensionalen Kontext adaptiert: Der Maßpfeil wird senkrecht zu seiner Orientierung nach außen verschoben und seine Pfeilspitzen durch zwei entsprechende Hilfslinien mit den Bezugspunkten auf der Objektoberfläche verbunden. Dabei muss eine Entscheidung über die genaue Richtung sowie der Umfang dieses Versatzes getroffen werden.
- *Außenansetzung*: Dieser Lösungsansatz wurde ebenfalls dem technischen Zeichnen entlehnt. Wenn in einer Konstruktionszeichnung der Abstand zu gering ist, um das Maß gut lesbar dazwischen zu platzieren, werden die Spitzen der Maßpfeile stattdessen außen angesetzt und die Maßzahl ggf. an einem der beiden Enden statt mittig platziert. Dieses Konzept ist direkt in

⁴Außer, an genau diesen Stellen grenzen andere benachbarte Strukturen an.

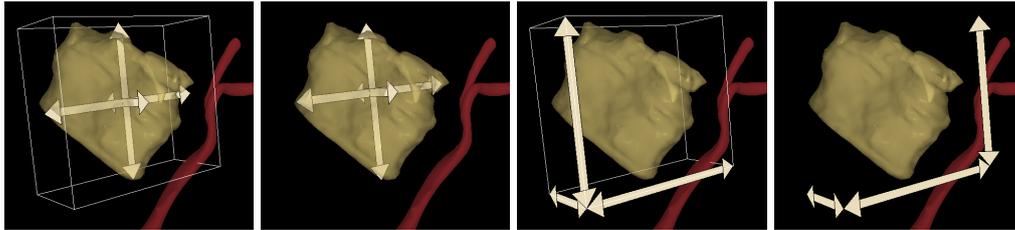


Abbildung 5.9: Anordnung orthogonaler Maße: *Mittelpunkt**, *Schwerpunkt*, *BB-Eckpunkt** und *BB-Silhouettenkanten* (v.l.n.r., * mit zusätzlicher Bounding-Box) (Quelle: [Rössling u. a. 2009a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

unser dreidimensionales Szenario überführbar. (Der einzige Unterschied besteht darin, dass im vorliegenden Anwendungsfall nicht mangelnder Platz, sondern mangelnde Sichtbarkeit ausschlaggebend war.)

In den beiden bisherigen Anwendungsfällen, *kürzester Abstand* und *größte Ausdehnung*, musste für die Darstellung des Abstandsmaßes lediglich eine Strecke⁵ zwischen zwei klar definierten Bezugspunkten im 3D visualisiert werden. Im Anwendungsfall der *Abmaße* treffen dagegen gleich drei solche Ausdehnungen orthogonal aufeinander, welche zusammen die Geometrie eines räumlichen Quaders (bzw. in diesem Falle konkret einer das Objekt umgebenden Bounding-Box) beschreiben. Die Darstellung dieses Maßes stellt sich entsprechend anspruchsvoller dar und führt zur Einführung zweier weiterer Parameter (Abbildung 5.9). Da sich die drei Längenangaben auf separate⁶ Dimensionen beziehen, empfiehlt es sich, das Gesamtmaß durch eine Kombination dreier eigenständig wirkender Einzelausdehnungen zu repräsentieren. Für deren *Anordnung* wurden insgesamt vier Varianten erarbeitet:

Anordnung:

- *Mittelpunkt:* Im einfachsten Falle können sich die drei Maße im Mittelpunkt der durch sie beschriebenen Bounding-Box schneiden.
- *Schwerpunkt:* Alternativ ist als Schnittpunkt auch der Schwerpunkt des Objektes vorstellbar. Hierdurch wird ein engerer Bezug zum Objekt selbst hergestellt, und dem Nutzer steht zudem auf optische Weise sogar noch eine nützliche Zusatzinformation zur Verfügung.
- *BB-Eckpunkt:* Da es in beiden vorgenannten Varianten zu einer Verdeckung der Pfeile durch die Struktur selbst kommt, wurde als Alternative auch eine Platzierung der Pfeile außerhalb des Objektes verfolgt. Naheliegender Weise wurden hierfür die Kanten der Bounding-Box als besonders geeignet identifiziert. Für diese dritte Darstellungsvariante wurde als gemeinsamer Schnittpunkt eine dem Betrachter jeweils aktuell zugewandte Ecke der Bounding-Box gewählt.
- *BB-Silhouettenkanten:* Bei Verwendung eines gemeinsamen Eckpunktes ergibt sich für die meisten Perspektiven die ungünstige Konstellation, dass

⁵mathematisch gesehen, eine konvexe 1D-Mannigfaltigkeit

⁶mathematisch gesehen, linear unabhängige

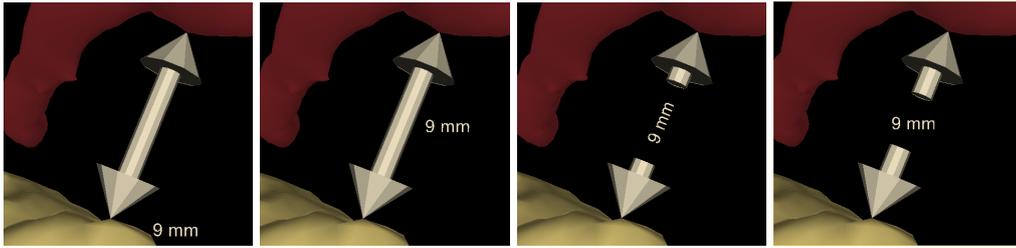


Abbildung 5.10: Anordnung der Beschriftungen: An der *Spitze*, *neben*, *auf* oder als *Unterbrechung* zum Pfeil (v.l.n.r.), davon zweimal in Pfeilrichtung ausgerichtet (Quelle: [Rössling u. a. 2009a]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

entweder mindestens eines der Einzelmaße die Struktur optisch teilweise verdeckt oder umgekehrt von ihr verdeckt wird. In technischen Zeichnungen wird diese Problematik dadurch gelöst, dass die Maße nicht an einem gemeinsamen Schnittpunkt, sondern am äußeren Rand verteilt abgetragen werden. Übertragen auf unseren Anwendungsfall bedeutet dies, die drei Einzelmaße auf drei aus der aktuellen Perspektive jeweils gut sichtbaren zusammenhängenden⁷ Silhouettenkanten der Bounding-Box darzustellen.

Für den Anwendungsfall der *Abmaße* ergibt sich noch eine zweite Herausforderung für die visuelle Repräsentation des Gesamtmaßes: Jede der drei Einzelausdehnungen wird zwar ihrerseits durch zwei Punkte auf der Objektgeometrie definiert, allerdings wird für diese jeweils nicht ihr direkter Euklidischer Abstand im 3D abgetragen, sondern dessen Projektion auf eine von drei zueinander orthogonalen Richtungsachsen.⁸ Um diesen „indirekten“ Zusammenhang des Maßes mit der Geometrie der Struktur besser zu reflektieren, kann dem Nutzer als visuelle Unterstützung eine *Hilfsgeometrie* eingeblendet werden.

Hilfs-Geometrie:

- *keine*: Im einfachsten Fall wird keine unterstützende Hilfsgeometrie eingeblendet.
- *Bounding-Box*: Zur Unterstützung der visuellen Wahrnehmung wird die Geometrie einer Bounding-Box eingeblendet. Hierbei besteht allgemein die Möglichkeit, lediglich die Außenkanten des Quaders (*Wireframe*) darzustellen oder auch dessen Seitenflächen (*Surface*) transparent anzudeuten.
- *Hilfslinien*: Eine mögliche Alternative besteht darin, die bereits für die Verdeckungsauflösung umgesetzte Idee aufzugreifen und die drei Einzelmaße über Hilfslinien mit den mit ihnen assoziierten Bezugspunkten zu verbinden. Diese zusätzliche Variante war allerdings nicht bereits Teil der Kernstudie, sondern wurde erst im Nachgang auf Basis der gewonnenen Erkenntnisse hin entwickelt. Sie wird am Ende von Abschnitt 5.2.4 diskutiert.

⁷Prinzipiell ließen sich auch nicht zusammenhängende Silhouettenkanten der Bounding-Box wählen. Allerdings unterstützt ein Zusammenhang der drei Kanten die Wahrnehmung des durch sie beschriebenen räumlichen Quaders zusätzlich.

⁸Dies sind die Richtungsachsen der Bounding-Box.

Neben der Maßlinie muss jedoch auch die Maßzahl dargestellt werden. Diese sollte für eine korrekte Interpretation und aus Gründen klinischer Sicherheit direkt mit dem Maß verknüpft sein. Eine Trennung der Maßdarstellung (in einen innerhalb der Szene visualisierten Abstand einerseits und eine in einem separaten Bereich der GUI angegebene Maßzahl andererseits) wurde bereits in vorangegangenen Diskussionen von den medizinischen Anwendern einstimmig abgelehnt. Die Integration der Maßzahl kann auf verschiedenste Weise erfolgen mit jeweils unterschiedlicher Wirkung, sodass auch hier eine Parametrisierung angebracht erscheint. Für diese spezielle Art von Beschriftungen wurden in Anlehnung an das Labeling die *Einbettung*, die *Positionierung* sowie die *Ausrichtung* als maßgebliche Parameter identifiziert.

Einbettung:

- *3D*: Die Maßzahl wird ebenso wie der Maßpfeil als zusätzliches Objekt innerhalb der 3D-Szene eingebettet und ist somit in gleicher Weise perspektivisch verzerrt.
- *2D*: Die Maßzahl wird erst nachträglich innerhalb der 2D-projizierten Bildebene überlagert und ist somit frei von perspektivischer Verzerrung.

Die direkte 3D-Einbettung entspricht der von [Ropinski u. a. 2007] empfohlenen Vorgehensweise, welche die Wahrnehmung der räumlichen Lage und Ausrichtung unterstützt. Daher wurde sich für die Studie auf diese Variante grundsätzlich festgelegt. Die 2D-Einbettung wurde im Nachgang der Studie aber noch einmal mit den klinischen Partnern als alternative Option diskutiert (Abschnitt 5.2.4). Für die Positionierung und Ausrichtung wurden folgende Varianten als konkrete Lösungsansätze erarbeitet und im Rahmen der Studie entsprechend evaluiert (Abbildung 5.10):

Positionierung:

- *Pfeilspitze*: Die Maßzahl wird an einem der beiden Enden des Maßpfeils dargestellt.
- *mittig versetzt*: Die Maßzahl wird seitlich versetzt neben der Mitte des Schaftes des Maßpfeils dargestellt.
- *mittig integriert*: Die Maßzahl wird mittig auf dem Maßpfeil dargestellt. (Diese Variante empfiehlt sich im Grunde jedoch nur bei einem 2D-Pfeil und mit Ausrichtung in Pfeilrichtung.)
- *Unterbrechung*: Der Maßpfeil wird in der Mitte unterbrochen und die Maßzahl an dieser Stelle dargestellt.

Ausrichtung:

- *waagrecht*: Die Maßzahl im 2D oder 3D wird so ausgerichtet, dass sie dem Betrachter waagrecht angezeigt wird.
- *in Pfeilrichtung*: Die Maßzahl im 2D oder 3D wird so ausgerichtet, dass sie in diesem Kontext parallel zum Maßpfeil orientiert ist.

5.2.3 Umsetzungsdetails

Einige der zuvor beschriebenen Visualisierungsaspekte sind verhältnismäßig einfach in ihrer Realisierung und bedürfen keiner näheren Erläuterung. Andere dagegen erschließen sich möglicherweise nicht sofort aus der eher konzeptuellen Darstellung. Der folgende Unterabschnitt soll deshalb konkrete Details zur Umsetzung einzelner Ausprägungen der vorgestellten Parameter offerieren.

Ausrichtungskorrektur:

- Für die Ausrichtung des 2D-Pfeils ist dessen unterstützende Ebene E durch die beiden Endpunkte p_1, p_2 bereits in zwei Freiheitsgraden festgelegt und kann nur um diese Achse rotiert werden. Um sie *sicht-optimal* in die Kamera zu drehen, müssen Sichtrichtung \vec{v} , Pfeilachse $\vec{d} = (p_2 - p_1)$ und die Ebenen-Normale $\vec{n}[E]$ in einer gemeinsamen Ebene liegen (Abbildung 5.11). Dies wird erreicht, wenn die Ebenen-Normale sich aus dem doppelten Kreuzprodukt $\vec{n}[E] = \pm(\vec{v} \times \vec{d}) \times \vec{d}$ ergibt. Das Vorzeichen wird dadurch festgelegt, dass diese Ebenen-Normale zum Betrachter hin gerichtet sein soll, also das Skalarprodukt $\vec{n}_E \cdot \vec{v} < 0$.
- Für die Variante *flip* werden zwei zueinander orthogonale Fix-Ebenen $E_{1,2}$ bestimmt, zwischen denen später gewählt wird. Diese werden aufgespannt durch die Pfeilachse sowie je einen der beiden Basis-Vektoren $\vec{\beta}_{1,2} \in \{\vec{x}, \vec{y}, \vec{z}\}$, die den zwei kleinsten skalaren Komponenten von \vec{v} entsprechen. Zusammen mit einer positiven und negativen Orientierung der zugehörigen Ebenen-Normalen $\vec{n}[E_{1,2}] = \pm(\vec{v} \times \vec{\beta}_{1,2})$ ergeben sich vier Orientierungen der Ebene. Aus diesen wird jene ausgewählt, für die der Winkel zwischen Ebenen-Normalen und Projektionsrichtung $\vec{\pi} = -\vec{v}$ minimiert, d. h. deren Skalarprodukt maximiert wird: $\vec{n}[E_{1,2}] \cdot \vec{\pi} \rightarrow \max!$.
- Für die Variante *smooth-flip* wird das Intervall von $\pm 5^\circ$ um den Grenzwinkel von 45° herum als Bereich für den gleitenden Übergang festgelegt (Abbildung 5.11). Zuerst wird die aktuelle sicht-optimale Normale \vec{n}_{opt} bestimmt, sowie aus den Normalen der vier Fix-Ebenen die beiden ihr nächstgelegenen $\vec{n}[E_{1,2}]$ gewählt. Für den Winkel $\alpha = \cos^{-1}(\vec{n}_{opt} \cdot \vec{n}[E_1])$ zwischen \vec{n}_{opt} und $\vec{n}[E_1]$ wird die normierte Lage $\sigma = \frac{45^\circ - \alpha}{5^\circ}$ zum Intervall $45^\circ \pm 5^\circ$ bestimmt.

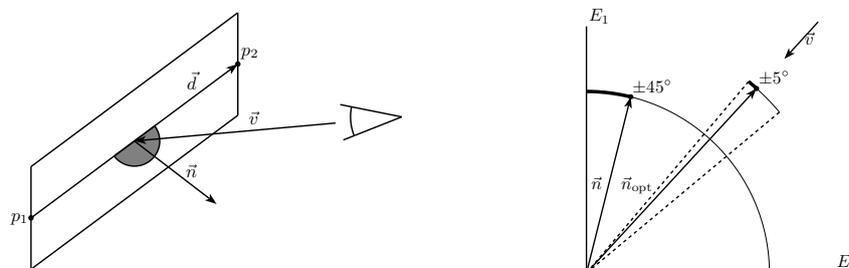
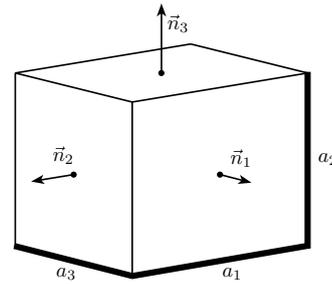


Abbildung 5.11: Links: Berechnung der sicht-optimalen Ausrichtung. Rechts: Gewichtung beim *smooth-flip*

Abbildung 5.12: Vorgehen bei der Anordnungsvariante *BB-Silhouettenkanten*. Von den drei Flächennormalen weisen \vec{n}_1 gefolgt von \vec{n}_2 für die aktuelle Perspektive (Kamera blickt in die Ebene) den geringsten Winkel zum Vektor zwischen Kamera und Flächenmittelpunkt auf (siehe Länge der Pfeile). Von Fläche F_1 werden daher die vom Betrachter am weitesten entfernten Kanten a_1 und a_2 gewählt. Die dritte Kante a_3 ergibt sich aus der vom Betrachter am weitesten entfernten Kante von F_2 .



Aus dieser wird die auf das Intervall $[0, 1]$ normierte Gewichtung ω abgeleitet: $\omega = \left[\frac{(1 + \sigma) \cdot 0.5}{1} \right]_0^1$. Die dynamische Ebenen-Normale $\vec{n}[E]$ ergibt sich dann aus der Konvexkombination $\vec{n}[E] = \omega \cdot \vec{n}[E_1] + (1 - \omega) \cdot \vec{n}[E_2]$

Verdeckungsauflösung:

- Für die Variante *Objekttransparenz* wurde ein Wert von 0.6 für die Opazität der Struktur als guter Kompromiss zwischen Sichtbarkeit des Maßes gegenüber den Oberflächendetails der Struktur ermittelt.
- Für die Variante *Hilfslinien* wurde festgestellt, dass der Pfeil möglichst nah an der Struktur verbleiben sollte, da dies die visuelle Bindung stärkt und ein zu weiter Versatz bei der Interaktion zunehmend als Unwucht wahrgenommen wird. Als Wert wurde der Radius eines in der Messachse zentrierten die Bounding-Box umschließenden Zylinders für geeignet befunden.

Anordnung:

- Für diesen Parameter bedarf lediglich die Variante *BB-Silhouettenkanten* (Abbildung 5.12) einer näheren Erklärung. Diese drei zusammenhängenden Kanten der Bounding-Box wurden wie folgt ermittelt: Zunächst werden die beiden am besten sichtbaren Flächen der Bounding-Box ermittelt. Dies sind jene, für die der Winkel zwischen Flächennormale und dem Vektor vom Flächenmittelpunkt zur Kamera am geringsten ausfällt. Deren Kanten dienen als Kandidaten zur Platzierung der drei Maßpfeile. An der am besten sichtbaren Fläche werden daraufhin die (zugehörigen) ersten zwei Maßpfeile platziert. Pro Maßpfeil wird dabei jene der beiden Kanten gewählt, die von der Kamera jeweils weiter entfernt ist. Mit dem dritten noch übrig gebliebenen Maßpfeil wird ebenso auf der am zweitbesten sichtbaren Fläche verfahren. Der Zusammenhang der drei Maßpfeile ergibt sich automatisch.⁹

Hilfs-Geometrie:

- Für diesen Parameter bedarf lediglich die Variante *Hilfslinien* einer näheren Erklärung. Um im Anwendungsfall der *Abmaße* die Maßpfeile über Hilfslinien mit den mit ihnen assoziierten Bezugspunkten verbinden zu können, müssen letztere zunächst bekannt sein. Das in Kapitel 4 vorgestellte Verfahren liefert diese Zusatz-Information bereits automatisch mit. Sind indes nur

⁹Nur für den degenerierten Fall exakt gleicher Entfernungen der Kanten zur Kamera wird dies explizit sichergestellt.

die Vektoren der Abmaße selbst bekannt, so müssen die Bezugspunkte erst ermittelt werden – z. B. durch Projektion der Objektgeometrie auf die durch die Vektoren definierten drei Raumachsen, unter gleichzeitiger Ermittlung jener Eckpunkte, die in der Projektion am weitesten außen liegen.

Positionierung:

- Für die Variante *Unterbrechung* wird der Maßpfeil in zwei Teile aufgetrennt. Die Unterbrechung dazwischen wurde so groß dimensioniert, dass die Maßzahl in ihrer größten Ausdehnung hineinpasst. Hierzu wird das Label als Vektortext eingebettet und dessen Länge an beiden Seiten jeweils um $2ex$ erweitert.¹⁰

Ausrichtung:

- In der Variante *waagrecht* (im 3D) definiert sich die Ebene aus der Label-Position (im 3D) sowie dem *up*- und *right*-Vektor der Kamera.
- Für die Ausrichtung der Maßzahlen *in Pfeilrichtung* (im 3D) würde im Falle des 3D-Pfeils die sicht-optimale Ebene verwendet und beim 2D-Pfeil die bereits durch selbigen benutzte Ebene. In dieser Ebene wird die Schrift mit ihrer Grundlinie parallel zur Pfeilrichtung ausgerichtet.
- Für die Umsetzung der beiden 2D-Varianten würde die Schrift im 2D-Overlay waagrecht, respektive tangential entlang der projizierten Skelettlinie ausgerichtet.

Allgemeine Darstellungsaspekte:

- Für eine gute Lesbarkeit der Labels wird für textuelle Annotationen gemeinhin die Verwendung einer serifenfreien Schrift empfohlen. Für die Visualisierungen wurde daher die Font-Familie „Sans Serif“ mit Arial als Standardwert verwendet. Alternativen wurden nicht untersucht.
- Um eine Lesbarkeit des Labels unabhängig von der dahinter befindlichen Szene zu gewährleisten, sollte ein starker Kontrast zwischen Schrift und umliegendem Hintergrund garantiert werden. Oftmals werden Labels hierzu mit einem dedizierten einfarbigen Rechteck hinterlegt. [Preim u. a. 2002b] rendern dieses semitransparent, um den Hintergrund weniger stark zu verdecken. Wir haben uns auf die im Grafikdesign ebenfalls gängige Methode beschränkt, den Label-Text mit einer kontrastreichen Umrandung zu versehen, um eine gute Lesbarkeit bei einem minimalen Maß an Verdeckung zu erreichen (Abbildung 5.13). Alternativen hierzu wurden nicht untersucht.
- Für die in die 3D-Szene integrierten Maßpfeile muss eine Festlegung für die Größe der Pfeilspitzen und den Durchmesser des Pfeilschaftes getroffen werden. Für optisch ansprechend wurde ein ganzzahliges Verhältnis von $3 : 2 : 1$ zwischen Durchmesser der Pfeilspitze, Länge der Pfeilspitze und Durchmesser des Pfeilschaftes gewählt. Die Pfeilspitze weist damit einen Winkel von ca. 75° auf.

¹⁰ ex ist die Breite, die der Buchstabe x mit der entsprechenden Schriftart und -größe aufwiese.

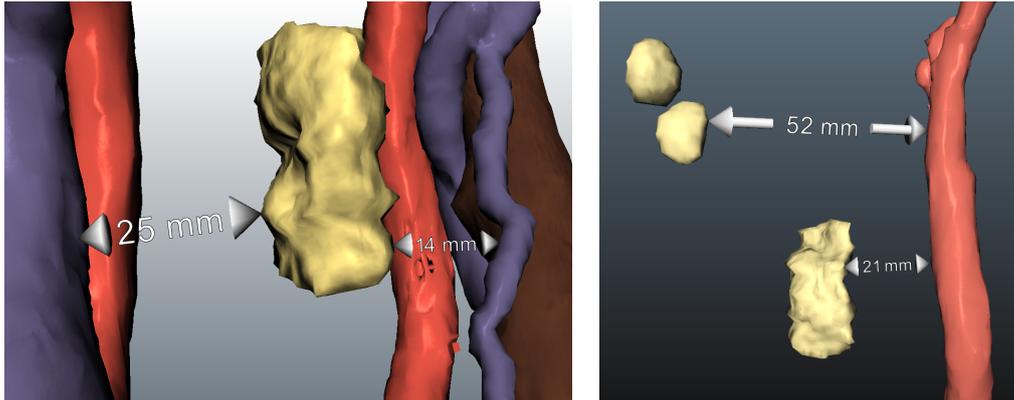


Abbildung 5.13: Links + Rechts: Die Umrandung des hellen Labeltextes mit einem dunklen Rand ermöglicht eine gute Lesbarkeit vor variablen Hintergründen. Rechts: Bei zu geringem Platz für das Label wird der Schaft des Maßpfeils bis auf die Länge Null reduziert. Darüber hinausgehend werden Maßzahl und Pfeilspitze in gleichem Maße herunterskaliert.

- Als Schrifthöhe wurden für das Experiment initial noch 75% des Schaftdurchmessers verwendet, um beim 2D-Pfeil die Schrift auch ohne Unterbrechung des Schaftes auf diesem auftragen zu können. Nach abschließender Entscheidung zugunsten der 3D-Variante wurde die doppelte Höhe des Schaftdurchmessers jedoch letztlich für geeigneter befunden.
- Den allgemeinen Empfehlungen zufolge sollte die Schriftgröße von Labels innerhalb der gleichen Szene nach Möglichkeit nicht variieren. Ausnahmen hierzu sind bewusste Hervorhebungen und ein Mangel an notwendigem Platz. Unter Berücksichtigung der üblichen Größenordnungen betrachteter Ausschnitte (z. B. Hals-Nacken-Region, Leber, Thorax) wurde sich für eine reale räumliche Schriftgröße von 5 mm entschieden. (Um ein Gefühl für die Verhältnisse zu bekommen: Dies entspricht größenordnungsmäßig in etwa der Textgröße eines Labels eines handelsüblichen Beschriftungsgerätes, welches auf dem Patientensitus aufgebracht wurde.)
- Erweist sich der Platz für die Einbringung der Maßzahl (inkl. beidseitigem Leerraum) als ungenügend, so wird zunächst der Schaft in seiner Länge verkürzt, bis er im Grenzfall komplett verschwindet und nur noch die Pfeilspitzen übrigbleiben (Abbildung 5.13). Bei noch geringeren Abständen werden dann Maßzahl und Pfeilspitze gemeinsam um den Faktor herunterskaliert, der diese reduzierte Repräsentationsform exakt auf die verfügbare Länge einpasst. Dieser Verkleinerungsprozedur liegt die Annahme zugrunde, dass der Arzt besonders kleine Abstände mutmaßlich nicht aus einer entfernten Perspektive beurteilt, sondern hierzu dann näher heranzoomt.
- Das Prinzip der Herunterskalierung ist jedoch für zu kleine Abstände unter der Auflösungsgrenze nicht mehr geeignet und für 0 mm ohnehin nicht anwendbar. Bei Unterschreiten einer vorgegebenen Mindestlänge wird daher auf die Darstellungsvariante der *Außenansetzung* gewechselt. Dieser Grenzwert kann auf einen festen Wert (z. B. 2 mm) gesetzt oder von der Auflösung der zugrundeliegenden Bilddaten abhängig gemacht werden.

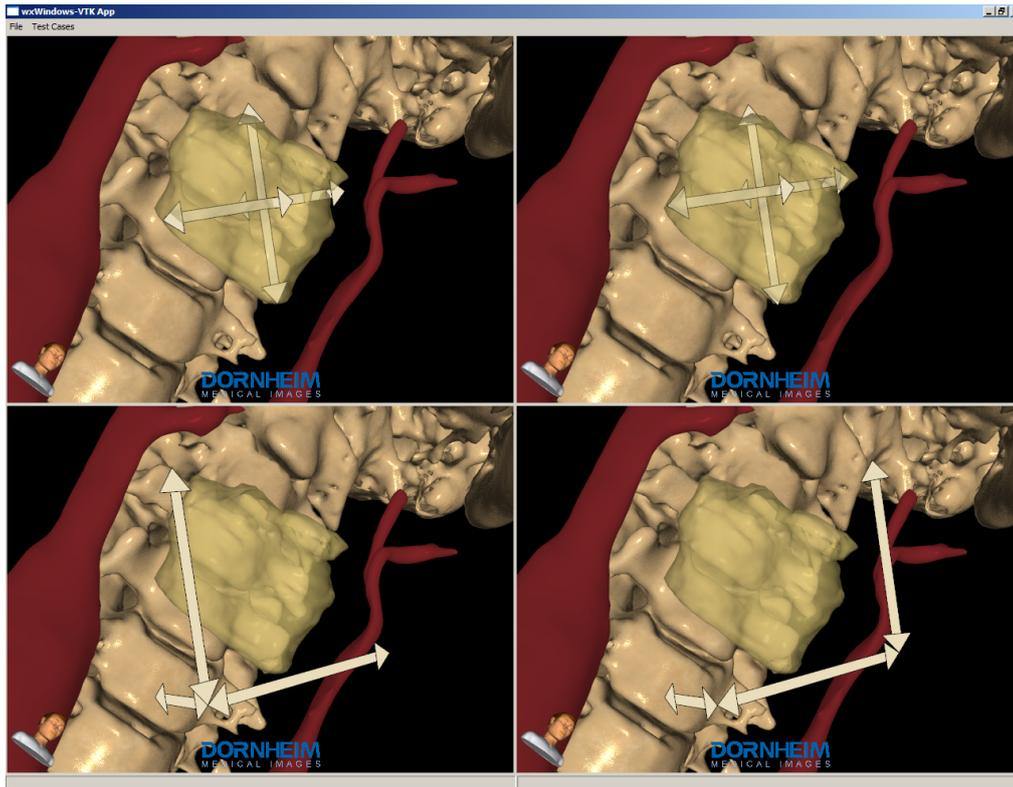


Abbildung 5.14: Test-Suite zur Evaluierung der entwickelten Visualisierungsformen: Es werden stets vier Ausprägungen simultan visualisiert, um eine vergleichende Bewertung zu ermöglichen. Interaktionen werden in allen Unterfenstern in Echtzeit synchronisiert.

5.2.4 Evaluation

Testkonfiguration und Personenkreis

Zur Evaluierung der beschriebenen Aspekte wurde eine spezielle Test-Suite (Abbildung 5.14) entwickelt, die es ermöglichte, verschiedene Darstellungsvarianten einander gegenüberzustellen und so im direkten Vergleich bewerten zu können. In Form einer Simultan-Ansicht wurden dabei in vier verschiedenen Viewports unterschiedliche Ausprägungen des jeweiligen untersuchten Parameters gleichzeitig dargestellt. Jede Nutzerinteraktion wurde dabei stets synchron auf alle Viewports angewandt, um einen direkten Vergleich vor allem auch des dynamischen Verhaltens zu erlauben.

Um der Nutzerbefragung ein möglichst realistisches Test-Szenario zugrunde zu legen, wurde eine 3D-Szene segmentierter anatomischer Strukturen des Halses gewählt. Die Darstellungsparameter wurden unabhängig evaluiert, wobei nicht jeder Parameter auch für alle drei Anwendungen (*kürzester Abstand*, *größte Ausdehnung*, *Abmaße*) relevant war. Tabelle 5.1 zeigt die in den drei Anwendungsfällen jeweils getesteten Parameter. Die Nutzergruppe bestand aus Angehörigen unserer Forschungseinrichtung sowie Mitarbeitern des klinischen Partners (Chirurgen), darunter ein Oberarzt. Um die Ergebnisse der Befragung in einer einheitlichen

Form festzuhalten und auswerten zu können, wurde ein Fragebogen erstellt, der dieser Dissertation im [Anhang A](#) beiliegt.

An der Evaluation nahmen insgesamt 12 Personen teil. Von den 4 Vertretern des klinischen Partners waren ein Oberarzt, ein Facharzt sowie zwei Assistenzärzte vertreten. Die übrigen 8 nicht-medizinischen Teilnehmer setzten sich jeweils hälftig aus Mitarbeitern der universitären Ausgründung Dornheim Medical Images sowie Studenten/Promovenden des Instituts für Simulation und Grafik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg zusammen.

Hypothesen

Den durchgeführten Tests zur Evaluation der verschiedenen Darstellungsparameter wurden die folgenden Hypothesen zugrunde gelegt:

1. Die Präferenzen zwischen Medizinern und Nicht-Medizinern unterscheiden sich im Wesentlichen nicht voneinander.
2. 2D-Pfeile werden gegenüber 3D-Pfeilen präferiert, weil sie aufgrund der Zweidimensionalität unmittelbarer als Nicht-Szenenobjekte bzw. zusätzliche Annotation erkennbar sind.
3. Zur Vermeidung eines Verlustes an Lesbarkeit sollte die Orientierung (von 2D-Pfeil und Label) bei größerer Abweichung vom optimalen Sichtwinkel nachreguliert werden.
4. Eine ständige Nachregulierung wirkt aufgrund ihrer aufweichenden Szenen-Dynamik jedoch ebenfalls störend. Bei lediglich kleineren Abweichungen vom optimalen Sichtwinkel sollte daher eine feste Standard-Ausrichtung beibehalten werden.
5. Eine Inkohärenz aufgrund abrupten Ausrichtungswechsel wirkt störend.
6. Die Variante *smooth-flip* stellt einen guten Trade-Off zwischen einer festen Standard-Ausrichtung und einer Anpassung an den Sichtwinkel dar.
7. Überstehende Pfeile werden aufgrund ihres fehlenden Bezuges zu den Messpunkten abgelehnt.
8. Ein innenliegender Pfeil mit transparenter Struktur sowie außen angesetzte Pfeile mit opaquer Struktur werden gleichermaßen positiv bewertet.
9. Die Maßzahl sollte grundsätzlich mittig als Unterbrechung zum Maßpfeil platziert werden.
10. Bei Abmaßen bzw. Dreifachausdehnungen sollten die Maßpfeile auf den Kanten der Bounding-Box platziert werden, wobei die *BB-Silhouettenkanten* gegenüber dem *gemeinsamen BB-Eckpunkt* aufgrund der weitgehenden Vermeidung von Überdeckungen zu bevorzugen seien.
11. Eine Bounding-Box als zusätzliche Hilfsgeometrie wird für die Wahrnehmung von Abmaßen als unterstützend empfunden.
12. Eine horizontale Ausrichtung der Beschriftung wird gegenüber einer perspektivisch eingebetteten aufgrund ihrer besseren Lesbarkeit bevorzugt.

| | Dimens. | Ausrtg.- korrektur | Transpz. | Überstand | Außen- ansetzg. | Hilfslinien | Anordng. | BBox | Richtung | Position |
|---------------------|---------|-----------------------|----------|-----------|--------------------|-------------|----------|------|----------|----------|
| (kürzester) Abstand | × | × | | | | | | | × | × |
| (größte) Ausdehnung | | | × | × | × | × | | | | |
| räumliche Abmaße | × | | × | × | × | | × | × | × | × |

Tabelle 5.1: Übersicht der in den drei Anwendungsfällen evaluierten Parameter jeweils (Quelle: [Rössling u. a. 2009a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer).

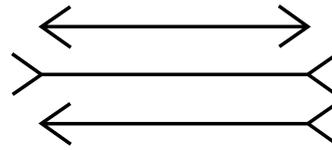
Ergebnisse

Beim Großteil der Fragen herrschte Einigkeit unter den Testpersonen. So wurde Transparenz bei objekt-internen Maßen generell als hilfreich empfunden. Von außen angesetzte Maßpfeile wurden dagegen als nur bedingt geeignet bewertet, da der korrekte Eindruck der bemaßten Strecke darunter leidet. Überstehende Pfeilenden wurden von allen Testpersonen als verwirrend abgelehnt. Hilfslinien fanden zwar Akzeptanz, doch eine innenliegende Bemaßung mit Transparenz wurde durchweg bevorzugt.

Unterschiedlicher fielen dagegen die Antworten zur Dimensionalität und Ausrichtungskorrektur sowie zur Anordnung dreier Pfeile aus. Während sich die Nicht-Mediziner zum Teil auch für den 2D-Pfeil aussprachen und dabei *sicht-optimal* für Abstände und *smooth-flip* für Abmaße bevorzugten, äußerten die Ärzte eine klare Präferenz für den 3D-Pfeil und lehnten neben *flip* auch *smooth-flip* (nicht aber *statisch*) als störend ab. Bei der Anordnung dreier Pfeile gab es bei den Nicht-Medizinern unterschiedliche Präferenzen. Seitens der Ärzte wurden dagegen einheitlich äußere Bemaßungspfeile als weniger geeignet eingestuft. Sie empfanden die Variante *Schwerpunkt* am ansprechendsten. Eine Bounding-Box bewerteten Nicht-Mediziner als grundsätzlich hilfreich, die Ärzte dagegen als sehr irreführend.

Bei den Maßzahlen herrschte dahingehend Einigkeit, dass die Beschriftung mit Unterbrechung des Pfeils präferiert wurde. Interessant war jedoch die ergänzende Anmerkung eines der Mediziner, dass er bei Durchführung einer rein manuellen explorativen Vermessung (im Gegensatz zur betrachteten Visualisierung eines fertigen Messergebnisses) die Maßzahl am entsprechend zweiten Pfeilende präferieren würde, vor allem während der laufenden Interaktion. Im Gegensatz zu den Nicht-Medizinern bevorzugten die Ärzte allerdings die perspektivische Variante. Auf Nachfrage wurde dies damit begründet, dass die Wahrnehmung der räumlichen Lage und Ausrichtung des Maßes hierdurch nochmals zusätzlich unterstützt würde. Ein zu spitzer Blickwinkel auf das Maß (für den sich eine zunehmend schlechtere Lesbarkeit der Maßzahl ergeben würde) wäre zugleich weniger ein Problemfall, da die vermessene räumliche Relation zur besseren Beurteilung ohnehin in die Perspektive hineingedreht würde.

Abbildung 5.15: Müller-Lyer-Illusion. Sind die Pfeilspitzen nach innen gekehrt, wirkt die Länge der Strecke dazwischen größer als bei nach außen gekehrten Spitzen. Das Ausmaß der Täuschung variiert stark zwischen den Kulturkreisen (zwischen 1.4 und 20.3% [Segall u. a. 1963]).



Diskussion

Die Ergebnisse der Studie waren zum Teil erwartungskonform, zum Teil jedoch überraschend. Es bestätigte sich die Annahme, dass mangelnde Kohärenz in der Interaktion als besonders störend empfunden würde. Erstaunlich war zugleich, dass neben der Variante *flip* auch *smooth-flip* von den Ärzten als sehr ablenkend eingestuft wurde. Auch der allgemein vermutete Zuspruch für 2D-Pfeile blieb ihrerseits aus. Seitens der Mediziner wurde generell die 3D-Variante bevorzugt. Dies sei jedoch nicht auf mangelnde Eignung des dritten Kriteriums zurückzuführen. Vielmehr wurde die Dimensionsreduktion von den Ärzten nicht als Abschwächung, sondern eher als störende visuelle Hervorhebung empfunden.

Für das Verdeckungsproblem beim Durchmesser entsprach die positive Bewertung der Transparenz und konsequente Ablehnung der überstehenden Pfeile unseren Annahmen. Unerwartet war dagegen die generelle Präferenz der innenliegenden Visualisierung gegenüber den äußeren Darstellungvarianten. Hinsichtlich der von außen angesetzten Maßpfeile musste rückblickend die Repräsentativität des Testszenarios teilweise hinterfragt werden. Diese Darstellungsvariante wurde vor allem deshalb als weniger gut geeignet bewertet, da der korrekte Eindruck der bemaßten Strecke darunter leide. Dieses Problem kommt jedoch primär bei größeren Durchmessern zum tragen, bei kleineren dagegen weniger.

Ein zweiter Aspekt, der unter Umständen für eine Außenansetzung von Maßpfeilen sprechen könnte, ist der sogenannte Müller-Lyer-Effekt [Müller-Lyer 1889]. Dieser führt dazu, dass der Mensch die Maßlinie eines Pfeiles mit nach außen zeigender Spitze als kürzer empfindet gegenüber einer gleichlangen Maßlinie mit nach innen gekehrter Spitze (Abbildung 5.15). Je nach chirurgischer Fragestellung (z. B. Abstand Tumor zu Risikostruktur vs. Durchmesser einer Läsion) kann entweder eine Überschätzung oder eine Unterschätzung des Maßes eine Verschärfung der Situation darstellen. Eine spätere Nachfrage beim klinischen Partner hat ergeben, dass es – auch im Hinblick auf den vorgenannten Aspekt – sinnvoll wäre, dem Chirurgen für den Bedarfsfall eine entsprechende Wahlmöglichkeit einzuräumen. Bei der Umsetzung einer HNO-chirurgischen Planungssoftware (Kapitel 8) wurde diese so umgesetzt, dass abhängig vom Messtyp (Abstand vs. Durchmesser) sowie der ermittelten Länge (standardmäßig bis vs. ab 5mm) ein automatischer Wechsel von der Innen- zur Außenansetzung erfolgen kann.

Auch die Präferenz der Platzierung der Maßzahl in Unterbrechung zur Maßlinie hatten wir vermutet. Die ergänzende Randbemerkung eines der Mediziner, bei manuellen explorativen Vermessungen die Maßzahl eher am zweitplatzierten Pfeilende zu präferieren, war dagegen umso aufschlussreicher. In diesem Szenario wird nach Fixierung des ersten Messpunktes der zweite auf explorative Weise lokalisiert. Dabei wird das Maß während dieser Interaktion live aktualisiert. Da

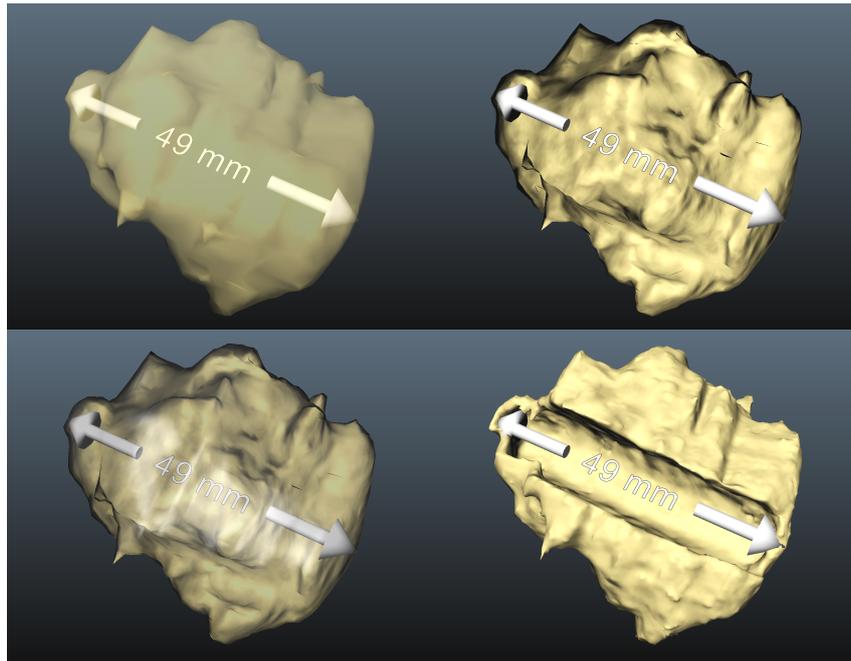


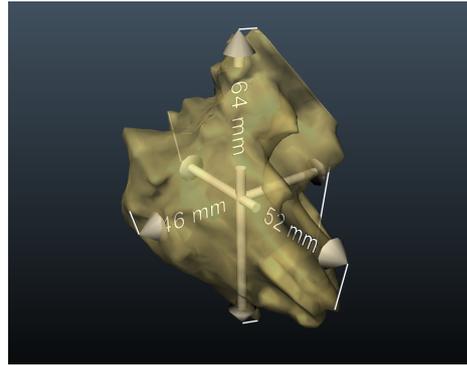
Abbildung 5.16: Einsatz von Smart-Visibility-Techniken für eine direktere Sicht auf das Maß. **(a)** Referenz mit klassischer Transparenz. **(b)** Ein Front-Face-Culling entfernt die zum Betrachter gerichtete Oberfläche und legt die Sicht auf das Innere frei. **(c)** Durch einen Glas-Effekt kann der Verlauf der Vorderfläche dezent angedeutet werden. **(d)** Beim Break-Away wird lediglich der Bereich um das Maß herum freigelegt.

der Fokus des Nutzers in diesem zweiten Schritt auf dem aktiv manipulierten Ende des Maßes liegt, ist es zuträglich, dort auch den aktuellen Messwert zu präsentieren. Diese Erkenntnis legt die Idee eines adaptiven Konzeptes nahe, bei der ein Wechsel zwischen interaktiver Manipulation und fixiertem Maß einen korrespondierenden Wechsel in der Darstellung der Maßzahl bewirkt.

Unerwartet war jedoch die Reaktion der Ärzte auf die verschiedenen Lösungsansätze zur Darstellung von Abmaßen. Wir waren der Annahme, dass eine Positionierung der Pfeile entlang der Kanten der Bounding-Box, insbesondere für die Variante *BB-Silhouettenkanten*, eine optimale Sicht auf sowohl Struktur als auch Abmaße gewährleiste und deshalb präferiert würde. Stattdessen sprachen sich die Mediziner wie schon beim Durchmesser klar für eine innenliegende Darstellung aus und bestätigten damit diese auch bereits durch [Preim u. a. 2001] vorgeschlagene visuelle Repräsentation (Abbildung 5.3). Auch waren wir der Überzeugung, dass eine Bounding-Box als Hilfsgeometrie die räumliche Semantik dieses Maßes noch besser übertragen würde. Stattdessen erhielt diese Darstellung jedoch nur von den Nicht-Medizinern Zuspruch, von den Ärzten dagegen Ablehnung.

Die klare Präferenz der Mediziner für innenliegende Darstellungen gibt Anlass zur Frage, welche Möglichkeiten ein gezielter Einsatz sogenannter *Smart-Visibility*-Techniken [Viola und Gröller 2005; Kubisch u. a. 2010] für eine optimale Sichtbarkeit des von der Struktur umschlossenen Maßes bieten könnte (vgl. Abbildung 5.16). Der Adressierung von Verdeckungsproblemen sollte (nicht zwingend beschränkt auf innenliegende Maße) noch einmal gezielter nachgegangen werden,

Abbildung 5.17: Bei der Darstellung der Dreifachausdehnung enden die drei Maßpfeile im Regelfall nicht auf der Oberfläche. Der Einsatz von unterstützenden Hilfslinien zwischen den Pfeilspitzen und den zugehörigen Bezugspunkten hilft dann bei der Verdeutlichung des Zusammenhangs zwischen den Einzelausdehnungen und der Oberflächengeometrie.



um für andere Anwendungszwecke bereits publizierte Ansätze auf räumliche Maße anzuwenden, aber auch neue spezialisierte Techniken zu entwickeln, und diese jeweils entsprechend zu evaluieren.

Die Darstellungsvarianten *Schwerpunkt* und *Mittelpunkt* führen jedoch zu der bereits in Abschnitt 5.2.2 beschriebenen, aber in der Literatur bisher nicht betrachteten Situation, dass durch die projektive Natur der Einzelausdehnungen die Pfeilenden zumeist nicht mit Punkten auf der Objektoberfläche übereinstimmen (siehe Abbildung 5.3 und Abbildung 5.9). Dieser verwirrende Effekt entsteht erst bei innenliegenden Maßen, da bei Betrachtung dieser unerschwerlich eine direkte Korrespondenz von Endpunkt und Oberfläche angenommen wird. Die Mediziner räumten eine gewisse Irritation ein, bevorzugten aber dennoch die innenliegende Darstellung. Eine Visualisierung der durch die Dreifach-Ausdehnung beschriebenen Bounding-Box hätte einer solchen Konfusion entgegenwirken können, wurde allerdings als störend abgelehnt. Zur Adressierung dieses Problems wurde im Nachgang der Studie eine weitere Visualisierungsvariante entwickelt, bei der die Pfeilenden mit ihren Bezugspunkten durch dünne Hilfslinien verbunden wurden (Abbildung 5.17). Diese Darstellung fand großen Zuspruch.

Noch überraschender war dagegen die Reaktion der Mediziner auf die Ausrichtung der Beschriftungen. Hinsichtlich der eingangs aufgestellten Kriterien gingen wir von einem hohen Stellenwert der Lesbarkeit aus. Gerade hier waren die Mediziner jedoch bereit, beschränkt Einschnitte in Kauf zu nehmen, wenn dafür ein Maximum an klarer Zuordnung und Kohärenz erreicht würde. Dieser Umstand bildete für uns die größte Erkenntnis der Studie. Die Begründung, perspektivisch ausgerichtete Beschriftungen würden die Wahrnehmung von räumlicher Lage und Orientierung zusätzlich unterstützen, bestätigte letztlich jedoch die gleichlautende Maxime von [Ropinski u. a. 2007].

Wir kommen zu dem Schluss, dass für die medizinische Visualisierung 3D-Pfeile, deren Maßzahl perspektivisch als Unterbrechung in den Pfeil gesetzt ist, eine besonders geeignete Wahl sind. Bei intrinsischen Maßen (Durchmesser, Ausdehnungen) sollte das Maß der Struktur inneliegen und durch eine moderate Reduktion derer Opazität freigestellt werden. Insgesamt wurden von den medizinischen Experten jene Visualisierungen bevorzugt, welche mit Blick auf die drei eingangs herausgearbeiteten Kriterien, *Klare Zuordnung*, *Lesbarkeit* und *Kohärenz*, dem ersten und dritten das höhere Gewicht beimaßen.

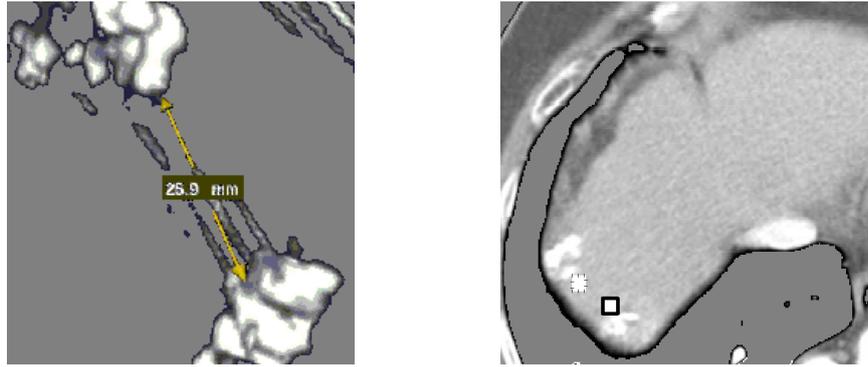


Abbildung 5.18: Live-Visualisierung einer manuellen 3D-Vermessung des Abstandes zwischen zwei Lebertumoren nach [Preim u. a. 2002b]. *Links:* Im 3D-Volumenrendering wird das komplette Maß dargestellt. *Rechts:* Zur Validierung des Maßes im 2D-Schichtbild werden dort lediglich dessen beide Endpunkte dargestellt, aber dabei je nach Zugehörigkeit zur aktuellen Schicht in unterschiedlichem Stil gerendert. (Quelle: [Preim u. a. 2002b]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

5.3 Visualisierung dreidimensionaler Abstände in interaktiven 2D-Schichtbildern

Auch wenn interaktive 3D-Szenen im chirurgischen Alltag zunehmend an Bedeutung gewinnen, stellen klassische zweidimensionale Schichtbilder für die Diagnostik und Therapieplanung nach wie vor den de-facto-Standard dar und werden zumindest auf absehbare Zeit weiterhin einen maßgeblichen Anteil einnehmen. Angesichts dessen soll sich der folgende Abschnitt noch einmal näher mit der Darstellung dreidimensionaler Abstände in diesem schichtweise zweidimensionalen Kontext auseinandersetzen.

Die meisten routinemäßigen Vermessungen an radiologischen Bilddaten werden im heutigen klinischen Alltag noch immer innerhalb einzelner Schichten durchgeführt. Auch die aktuellen RECIST-Kriterien schreiben beispielsweise für die Vermessung von Tumoren ein derartiges Vorgehen vor. Angesichts der Vorgaben medizinischer Leitlinien einerseits und der daran maßgeblich ausgerichteten klinischen Praxis andererseits kamen freie 3D-Maße bisher kaum zur Geltung. So ist es auch nicht verwunderlich, dass aktuelle konventionelle Softwaresysteme¹¹ zur Betrachtung medizinischer Bilddaten vornehmlich Möglichkeiten zur zweidimensionalen Annotation und Vermessung von Einzelschichtbildern offerieren und nur solche auch darzustellen vermögen.

Derartige innerhalb einer Einzelschicht erhobene Maße betten sich auf native Weise in diesen 2D-Kontext ein und stellen weder an die Darstellung noch an die

¹¹Getestet wurden u. a.: SIEMENS syngo fastView / syngo.via WebViewer, Philips DICOM Viewer, OsiriX MD, VISUS JiveX DICOM Viewer (Personal Edition), Weasis Medical Viewer, Medixant RadiAnt DICOM Viewer, MicroDICOM, Rubo DICOM Viewer, Santesoft DICOM Viewer, MGHS PowerDicom und 3D Slicer. (Bei letzterem konnten zwar Messpunkte frei im Volumen gesetzt werden, in der 2D-Ansicht dargestellt wurde das Messergebnis aber nur dann, wenn es vollständig in der jeweiligen Schicht enthalten war.)

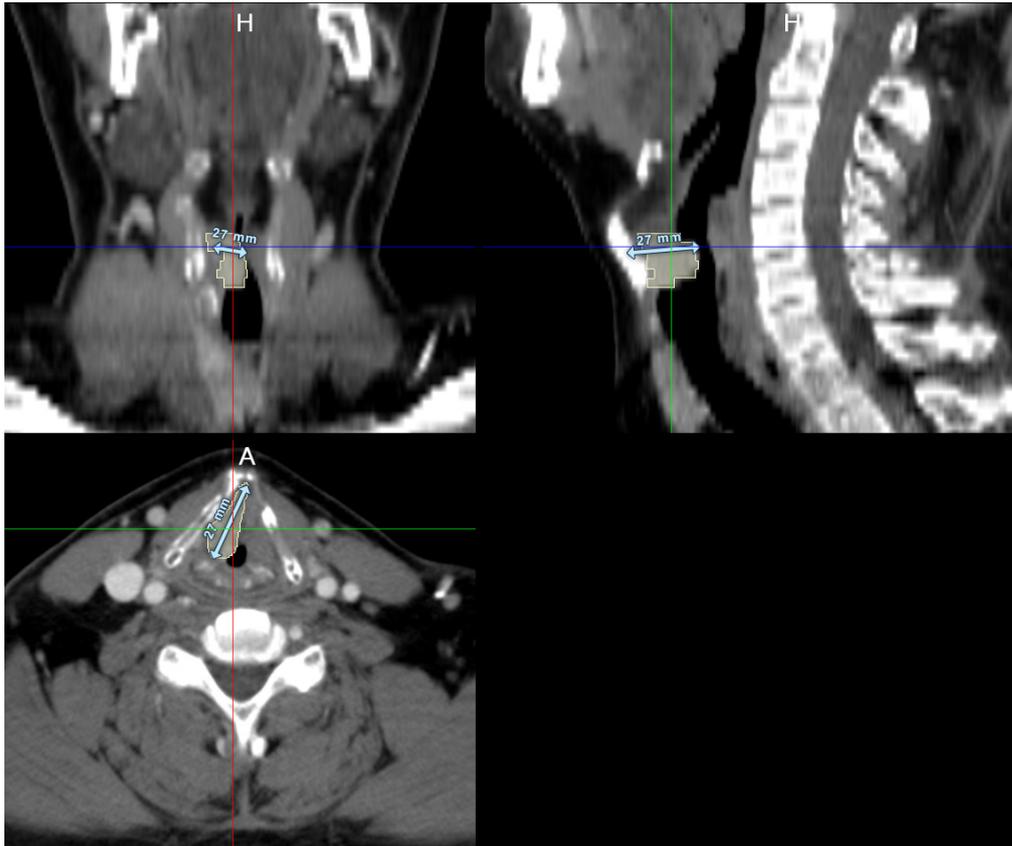


Abbildung 5.19: Gleichzeitige Darstellung eines vermessenen 3D-Abstandes aus axialer, sagittaler, koronarer Sicht. Eine gedankliche Fusion dieser Einzelansichten ermöglicht eine indirekte dreidimensionale Interpretation.

Interpretation gehobene Ansprüche. Für frei im Raum liegende 3D-Maße ergibt sich dagegen nicht nur die grundsätzliche Problematik, dass das Maß nur teilweise der aktuellen Schicht angehören kann. Darüber hinaus stellt sich die Herausforderung, den räumlichen Verlauf bzw. die 3D-Orientierung des Maßes im Kontext einer zweidimensionalen Schichtbild-Ansicht dem Anwender auf verständliche Weise visuell wiederzugeben. Aus Gründen klinischer Sicherheit darf sich hierbei möglichst kein Raum für Fehlinterpretationsmöglichkeiten ergeben.

5.3.1 Naive 2D-Projektion ins Schichtbild

Hinsichtlich der Wiedergabe derlei räumlicher Informationen im 2D-Schichtbild zeigt sich die in [Preim u. a. 2002b] präsentierte Darstellung als begrenzt aussagekräftig (vgl. Abbildung 5.18). Dies liegt aber im Wesentlichen darin begründet, dass dort das primäre Ziel auch weniger darin bestand, das Abstandsmaß selbst darzustellen, sondern vielmehr die im 3D manuell gesetzten Messpunkte anhand ihrer dualen Repräsentation im Schichtbild zu validieren (und ggf. zu korrigieren). Nichtsdestotrotz hätte eine Visualisierung des Maßes die Aussagekraft der Darstellung noch zusätzlich aufwerten können.

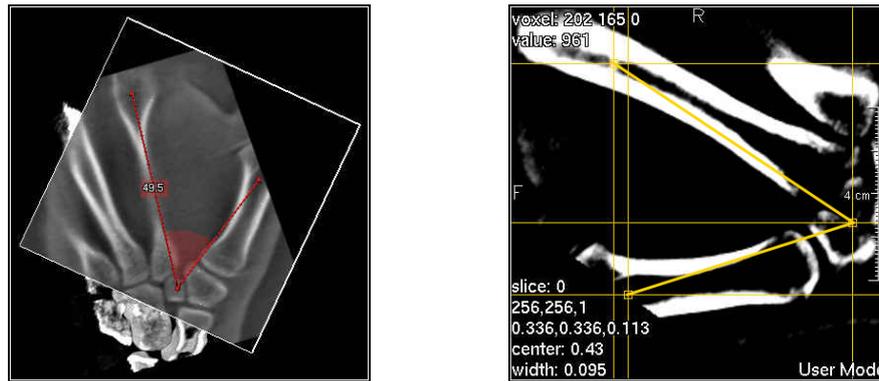


Abbildung 5.20: Live-Darstellung eines gemessenen 3D-Winkels. *Links:* 3D-Repräsentation im Volumen-Rending *Rechts:* 2D-Repräsentation im Schichtbild nach durchgeführter MPR. (Quelle: [Preim und Bartz 2007]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Elsevier)

Die Verbindung der beiden projizierten Endpunkte durch eine(n) mit Messwert versehene(n) Strecke bzw. Pfeil würde das Maß bereits besser verdeutlichen und eine Ablesung im Schichtbild erlauben. Allerdings wäre auch bei differenzierter Darstellung der Endpunkte in Abhängigkeit zur aktuellen Schicht eine umfassende Interpretation der zu ihr orthogonalen Tiefeninformation weiterhin nicht gegeben. Der Arzt könnte sich jedoch an dieser Stelle dadurch behelfen, das Maß aus multiplen Schichtrichtungen gleichzeitig zu betrachten (Abbildung 5.19). In ihrer Kombination geben diese ihm dann Aufschluss über die räumliche Lage des Maßes im 3D. Chirurgen und insbesondere Radiologen sind zwar weitgehend geübt im Umgang mit derartigen Multi-Ansichten. Dennoch stellt die gedankliche Fusion der verteilten Informationen erhöhte Anforderungen. Zudem ist sie nur bei einem einfachen Maß wie dem Abstand¹² praktikabel. Nicht zuletzt benötigt eine solche Darstellung zudem entsprechend viel Platz, weshalb eine kompaktere Lösung besonders wünschenswert erscheint.

5.3.2 Behelfslösung Multiplanare Reformatierung (MPR)

Eine Möglichkeit, die nur partielle Zugehörigkeit des räumlichen Maßes zum Schichtbild aufzulösen, wird durch [Preim u. a. 2002b] für Winkelvermessungen aufgeführt. Anhand der dem Winkel zugehörigen drei Messpunktes wird eine multiplanare Reformatierung auf dem Datensatz durchgeführt, die im Ergebnis eine anders orientierte Schichtbilddarstellung generiert, welche parallel zu dieser Ebene verläuft und in genau einer einzelnen Schicht das vollständige Winkelmaß enthält (Abbildung 5.20). Eine solche MPR-Darstellung lässt sich auch für 3D-Messstrecken generieren (Abbildung 5.21). Allerdings ist sie hier jedoch zunächst nicht eindeutig, sondern kann mit ihrer Schichtnormale beliebig um die das Maß unterstützende Gerade rotiert sein. Zur Vereinheitlichung ließen sich kanonische Standard-Ansichten definieren, die beispielsweise den Winkel zu jeweils einer der drei anatomischen Hauptebenen (axial, coronal, sagittal) minimieren.

¹²Im Gegensatz zu komplexeren räumlichen Maßen wie beispielsweise der Dreifach-Ausdehnung.

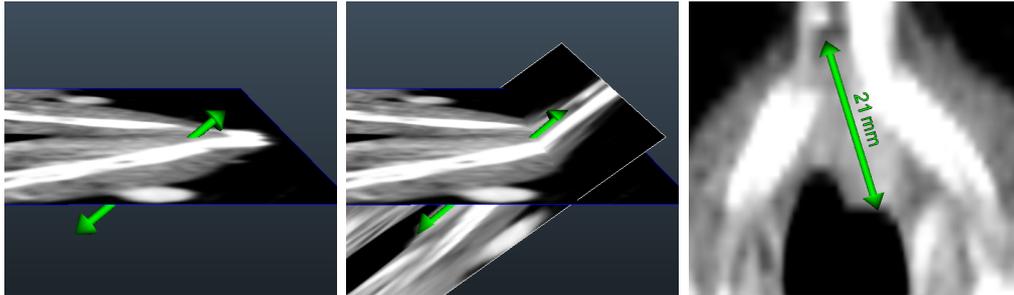


Abbildung 5.21: Multiplanare Reformatierung (MPR) für ein 3D-Abstandsmaß. Mittels einer MPR lässt sich der Datensatz so umformatieren, dass ein **(a)** vormals schichtübergreifender 3D-Abstand **(b)** zu den reformatierten Schichten parallel liegt und dadurch **(c)** innerhalb der konventionellen 2D-Schichtbildansicht visuell bewertet werden kann. Bei mehreren zueinander windschiefen Maßen würde allerdings jedesmal die Schichtorientierung variieren.

Diese Möglichkeit, Messstrecken oder Winkel in Gänze schichtintern darzustellen, ist jedoch nur einer von vielen sinnvollen Anwendungsfällen für die MPR. Eine weitere interessante Anwendungsmöglichkeit präsentieren [Glaßer u. a. 2011] zur Untersuchung der morphologischen Gestalt von Brusttumoren. Bei der üblichen Befundung auf Basis aufeinanderfolgender axialer Schichten lassen sich relevante Formvarianten (rund, lobuliert, mikro-lobuliert, sternförmig) nur dann differenzieren, wenn sie sich als solche innerhalb einzelner axialer Schichten zeigen. Unter Adaption der Metapher einer Rollkartei präsentieren die Autoren eine günstigere Darstellungsform. Um die erste und zweite Hauptachse des Tumors herum werden MPR-Ansichten generiert, die jeweils interaktiv durchrotiert werden können (Abbildung 5.22) und gemäß einer qualitativen Studie ein insgesamt aussagekräftigeres Bild ergeben. Dieses Prinzip ließe sich unverändert auch für die Exploration der lokalen Umgebung allgemeiner Messstrecken anwenden.

Nicht immer bietet sich eine MPR jedoch an, wenn z. B. durch externe Faktoren die Schichtrichtung bereits vorgegeben ist. Zudem fordert der damit inhärent einhergehende Wechsel in der Schicht-Ausrichtung dem Chirurgen jedesmal eine räumliche Neuorientierung ab, welche insbesondere bei der Beurteilung mehrerer Vermessungsergebnisse zu Irritationen führen kann. Die eingangs erläuterte Variante der Multi-Ansichten überzeugt aufgrund ihres erhöhten Platzbedarfes und der erforderlichen mentalen Zusammenführung der Einzeldarstellungen ebenfalls nicht. Erstrebenswert ist vielmehr eine möglichst integrierte Darstellung, die für den Chirurgen entsprechend einfach zu interpretieren sein sollte.

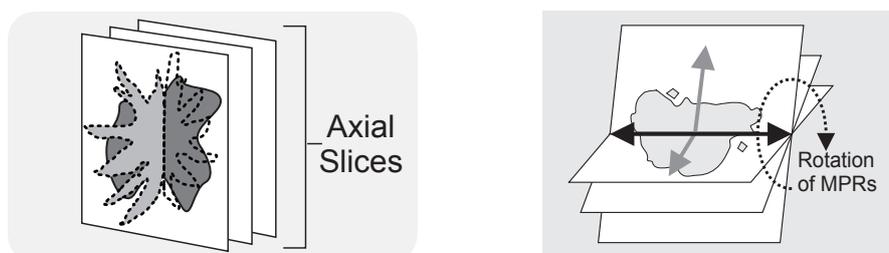


Abbildung 5.22: Rollkartei-Metapher: Rotierte MPR-Ansichten zur Beurteilung eines Tumors (Quelle: [Glaßer u. a. 2011]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

5.3.3 Darzustellende Informationen und verfügbare Stilmittel

Um den Arzt in die Lage zu versetzen, das dargestellte Maß im direkten Bezug zur aktuell betrachteten Schicht interpretieren zu können, sollten im Minimum die folgenden *Kerninformationen* kommuniziert werden:

- Welche reale räumliche Größe bzw. welchen Messwert hat das Maß?
- Wie stellt sich die Begrenzung des Maßes projektiv in Sichtrichtung dar? Wo liegen die Messpunkte bei orthogonaler Projektion auf die aktuelle Schichtebene?
- Wie gestaltet sich die Begrenzung des Maßes entlang der Sichtrichtung? Liegen die Messpunkte in Sichtrichtung innerhalb, vor oder hinter der aktuellen Schicht?
- Welcher Teil des Maßes gehört der aktuellen Schicht an? Beziehungsweise an welcher Stelle wird umgekehrt die aktuelle Schicht vom Maß durchstoßen?

Darüber hinaus würden den Arzt die folgenden *erweiterten Informationen* noch zusätzlich bei der Interpretation unterstützen:

- Wie weit sind die Messpunkte (größenordnungsmäßig) in ihrer jeweiligen Richtung von der aktuellen Schicht entfernt?
- Wie groß ist die Ausdehnung des Maßes in Sichtrichtung?
- In welcher Neigung stehen Maß und Schichtebene zueinander?

Die wesentlichsten Informationen zur ungefähren räumlichen Lage des Maßes relativ zur aktuellen Schicht lassen sich bereits durch eine entsprechend differenzierte partielle Formatierung des Messpfeiles darstellen. Als stilistische Mittel stünden vor allem die Parameter *Farbe* (inkl. etwaiger *Opazität*), *Strichstärke* sowie *Linienstil* zur Option. Für die Endpunkte kämen optional noch *Form* und *Größe* etwaiger spezialisierter Marker hinzu.

5.3.4 Darstellung der Kerninformationen

Für die Andeutung der relativen Lage einer in der aktuellen Schicht nicht enthaltenen ausgewählten (segmentierten) Zielstruktur wurde durch [Tietjen u. a. 2006] das Konzept der sogenannten *Halos* aufgegriffen. Über den Linienstil und ebenso die Farbe wurde auf gleich doppelte Weise kodiert, ob die Struktur über (*rot+gepunktet*), respektive unter (*blau+gestrichelt*) der aktuell betrachteten Schnittebene liegt. Ferner dient die Größe des Halos noch als zusätzlicher Indikator für die Entfernung der Zielstruktur von der Schnittebene.

Eine diskrete Farbkodierung lässt sich auch auf räumliche Abstandsmaße direkt anwenden. Hierbei kann neben den Endpunkten auch die Maßlinie selbst je nach Lage zur aktuellen Schicht anteilig gefärbt werden. Neben den Ausprägungen „vor“ und „hinter“ sollte dabei zusätzlich auch „innerhalb“ als weitere Lagebeziehung relativ zur betrachteten Schicht dargestellt werden können. Zum einen

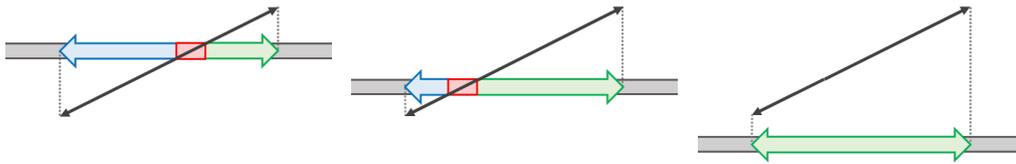


Abbildung 5.23: Prinzip der Farbkodierung zur Darstellung eines 3D-Abstandsmaßes als Projektion im 2D-Schichtbild. Grün vs. Rot vs. Blau: Dieser Teil des Maßes liegt vom Betrachter aus vor vs. innerhalb vs. hinter der aktuell betrachteten Schicht.

müssen reine Innerschicht-Abstände als solche dargestellt werden können. Zum anderen hat ein Schichtbild eine von Null verschiedene Dicke, wodurch der Teil des Maßes mit Zugehörigkeit zur aktuellen Schicht eine Strecke mit realer Ausdehnung anstelle eines singulären Punktes bildet. Beim schrittweisen Slicen durch den Datensatz wird die differenzierte Farbverteilung entlang des Messpfeils inkl. der Pfeilspitzen der aktuellen Situation entsprechend angepasst. [Rössling u. a. 2011a] präsentierte eine auf den zweiten Koautor zurückgehende vereinfachte Version dieses Konzeptes, bei welcher anstelle verschiedener Farben lediglich die Strichstärke für den Schnitt mit der aktuellen Schicht erhöht wurde.

Abbildung 5.23 zeigt schematisch die prinzipielle Funktionsweise dieses Konzeptes mit einer zugrunde gelegten ausgewählten Farbkodierung, Abbildung 5.24 das Ergebnis einer entsprechenden Umsetzung am Beispiel einer 3D-Vermessung im CT. Um das Maß beim zügigen Slicen nicht ungewollt zu übersehen, sollte es auch noch ein wenig über seinen Einzugsbereich hinaus (z. B. in den nächsten 5 angrenzenden Schichten) dargestellt werden (siehe die jeweils rechts gezeigte Situation in Abbildung 5.23 und 5.24). In den noch weiter entfernten Schichten sollte das Maß dann jedoch ausgeblendet werden, um dort nicht störend zu wirken bzw. unangebrachterweise die Aufmerksamkeit zu binden.

Die Darstellung des Messwertes sollte sinnvollerweise wieder in Form eines Labels direkt am Maßpfeil erfolgen. Wie schon im eingehend betrachteten 3D-Szenario, wäre auch im Schichtbild hierzu eine Ausrichtung des Labels parallel zur Maßlinie zu präferieren. Allerdings erweist sich eine Unterbrechung des Maßpfeils als

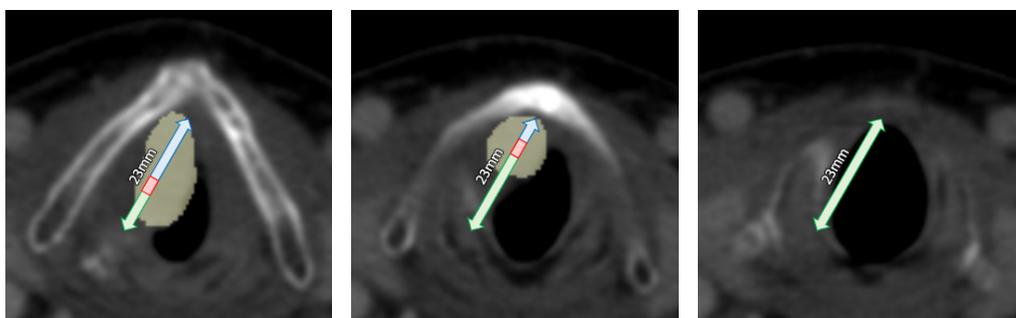


Abbildung 5.24: Ergebnis der Umsetzung des in Abbildung 5.23 dargestellten Konzeptes des farbkodierten Messpfeils am Beispiel einer durchgeführten 3D-Vermessung eines Tumors im CT. Beim schrittweisen Slicen durch den Datensatz wird die differenzierte Farbverteilung entlang des Messpfeils inkl. der Pfeilspitzen der aktuellen Situation entsprechend angepasst.

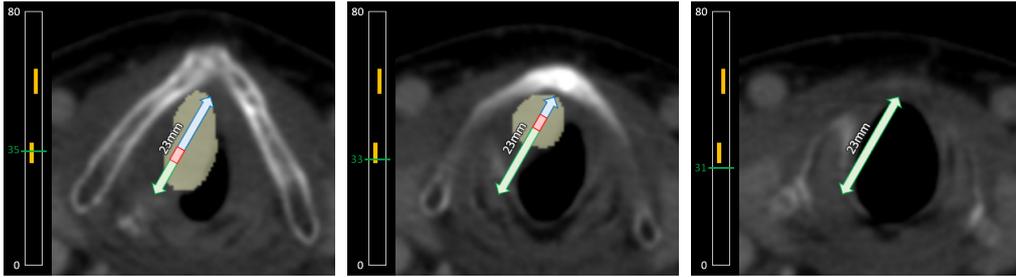


Abbildung 5.25: Darstellung einer 3D-Messung im 2D-Schichtbild mit ergänzendem interaktiven Lift Chart zur Orientierung. Neben dem aktuell betrachteten Messergebnis liegt noch ein weiteres vor, das über das Lift Chart lokalisiert und angesprungen werden kann.

ungeeignet. Zunächst hilft sie in der 2D-Ansicht dem Betrachter nicht wie zuvor in der 3D-Szene, die räumliche Orientierung des Maßes noch besser zu antizipieren. Zudem konnte das Maß in der 3D-Ansicht bei Bedarf immer aus einer optimalen Perspektive betrachtet werden. Im Schichtbild dagegen ist aufgrund der projektiven Ansicht regelmäßig mit einer im Vergleich zum realen 3D-Maß verkürzten perspektivischen Länge zu rechnen.

Allem voran jedoch steht eine Unterbrechung des Maßpfeils dem Konzept der lokal differenzierten farblichen Kodierung der Lagebeziehung zwischen Schicht und Abstandsmaß entgegen, da sie eine informationelle Lücke für diesen Bereich bedeuten würde.

5.3.5 Darstellung der erweiterten Informationen

Mit dem beschriebenen Ansatz der Farbkodierung lassen sich die genannten *Kerninformationen* auf leicht verständliche Weise visuell abbilden. Für die Darstellung der aufgeführten *erweiterten Informationen* bedarf es jedoch noch einer Erweiterung des Konzeptes. Zwei mögliche Varianten wurden hierzu ausgearbeitet.

Für die erste wurde die Idee der *Lift Charts* aufgegriffen. [Tietjen u. a. 2006] geben diese dem Chirurgen als Hilfsmittel zur Hand, um sich in der zum Schichtbild orthogonalen Dimension zu orientieren und bezüglich selbiger die Lage und Ausdehnung segmentierter Strukturen ablesen zu können. Dieses Prinzip lässt sich in gleicher Weise auch auf räumliche Maße anwenden. Abbildung 5.25 zeigt eine solche Adaption am Beispiel des bereits in Abbildung 5.24 verwendeten CT-Datensatz.

Als Alternative wurde noch eine weitere Repräsentationsform entwickelt, welche auf einer integrierten Darstellung basiert. Hierzu betrachte man die Schnittebene, die orthogonal zum Schichtbild steht und die durch das Abstandsmaß beschriebene Strecke enthält. In dieser Querschnittsansicht lässt sich – analog dem Prinzip der Kräftezerlegung in der Physik – die räumliche Messstrecke in drei äquivalente Strecken mit gleicher Vektor-Summe zerlegen: Das Lot vom Anfangspunkt auf die Schichtebene, das Lot vom Endpunkt auf die Schichtebene sowie die dazwischen gelegene Projektion des Messvektors auf die Schichtebene.

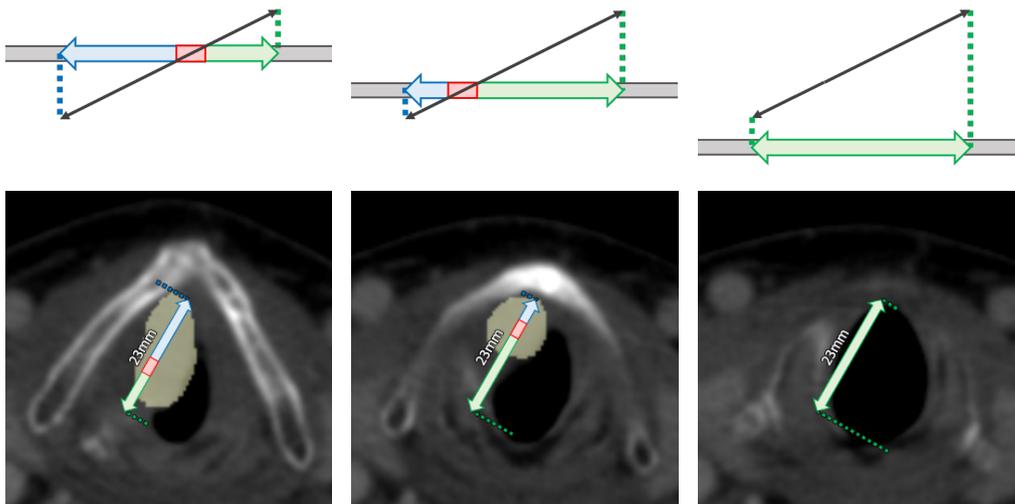


Abbildung 5.26: Darstellung einer 3D-Messung im 2D-Schichtbild mit integrierter Wiedergabe der Tiefenentfernung seiner Endpunkte: Die an beiden Enden des (2D-)Pfeils abgewinkelt abgetragene Länge entspricht der jeweiligen Entfernung des entsprechenden 3D-Messpunktes zur Schichtebene.

Dieser „Doppel-Rechtwinkel“ lässt sich in die Schichtebene kippen und stellt im 2D-Schichtbild daraufhin als zusätzliche visuelle Information bereit, wie weit die Endpunkte (im 3D) von der Schicht entfernt sind. Abbildung 5.26 stellt dieses Konzept schematisch sowie im konkreten Einsatz am Beispiel des bereits in Abbildung 5.25 verwendeten CT-Datensatzes dar.

Wie in der Abbildung ersichtlich, lässt sich diese Art der Darstellung wie gewohnt farbkodieren, wodurch auch die Richtung dieses Abstandes automatisch kommuniziert werden kann. Beide abgewinkelte Strecken geben in Kombination zudem Auskunft darüber, wie groß die Ausdehnung des Maßes orthogonal zur Schicht ist. Würde man darüber hinaus die beiden Endpunkte durch eine Linie verbinden, so könnte man am Schnittwinkel dieser Linie mit der in das Schichtbild projizierten Messstrecke direkt ablesen, unter welchem Winkel das 3D-Maß die Schicht schneidet. Allerdings würde diese grafische Information die Darstellung möglicherweise visuell überladen.

5.3.6 Informelles Nutzer-Feedback

Für die Darstellung dreidimensionaler Abstandsmaße im Kontext zweidimensionaler Schichtbilder wurde vom klinischen Partner informelles Feedback zur Umsetzung eingeholt. Wie erwartet wurde die Positionierung und Ausrichtung der Maßzahl mittig versetzt und parallel verlaufend zum Pfeil erneut für gut lesbar befunden und gegenüber einer etwaigen Positionierung am Pfeilende und/oder horizontalen Ausrichtung bevorzugt.

Die Verwendung einer Farbkodierung zur Darstellung der Lagerrelation zwischen Abstandsmaß und Schichtbild hat sich den Rückmeldungen zufolge als sehr eingängig und intuitiv herausgestellt. Eine ergänzende Betonung des der aktuellen

Schicht zugehörigen Anteils gegenüber den ihr nicht zugehörigen Anteilen durch Differenzierung von Strichstärke oder Linienstil wurde teilweise als zusätzlich hilfreich, teilweise aber auch als überflüssig bewertet. Dem Einsatz unterschiedlicher Linienstile zur differenzierten Darstellung der Lagerrelationen „vor“ vs. „hinter“ in Analogie zu [Tietjen u. a. 2006] wurde indes mehrheitlich kein zusätzlicher Mehrwert zugesprochen. Zudem könnte sich im Falle besonders kurzer Maßpfeile eine Unterscheidung gleich dreier verschiedener Linienstile als schwierig erweisen.

Für die Darstellung der erweiterten Informationen wurden beide Konzepte für geeignet befunden. Allerdings wurde dem Lift Chart sofort fast augenblicklich eine Eingängigkeit ohne weitere Vorinformationen bescheinigt, während die integrierte Lösung zunächst einer kurzen Einübungsphase bedurft hat, bevor auch sie als gut verständlich bewertet wurde. An ihr wurde zwar als durchaus positiv angesehen, dass die Zusatzinformation direkt am Maß dargestellt wird, dennoch wurde gerade diese zum Teil auch als ungewollter Blickfang identifiziert. Letztlich wurde das Lift Chart für die Orientierung und Einschätzung der Größenverhältnisse als etwas besser interpretierbar bezeichnet. Für die moderate Tendenz zugunsten dieser Darstellung hatte aber auch die zusätzliche Möglichkeit noch einen positiven Beitrag geleistet, dass über das Lift Chart sogleich auch multiple Maße lokalisiert und sogar interaktiv angesprungen werden konnten.

5.4 Zusammenfassung

Dieses Kapitel hat sich mit der Visualisierung von räumlichen Maßen in interaktiven Szenen befasst. Hierbei kann es sich einerseits um das Ergebnis einer entsprechenden Berechnung handeln, aber andererseits auch um den aktuellen (Live-)Zustand bzw. das Endresultat einer manuellen Vermessung. In beiden Fällen erfüllt sie den wichtigen Zweck, das ermittelte Maß in den visuellen Kontext der vermessenen Daten zu setzen. Mit der Darstellung dieser räumlichen Zusammenhänge ermöglicht dieses visuelle Feedback dem Chirurgen eine semantische Reflexion des Messergebnisses wie auch die Prüfung dessen Plausibilität und trägt damit auf seine Weise zur klinischen Sicherheit bei.

Bei der Reflexion verwandter Arbeiten zeigte sich einerseits, dass sich in der einschlägigen Literatur zur medizinischen Visualisierung zurückliegend eher punktuell und wenig umfassend wie dediziert mit dieser Thematik der Visualisierung von Abstandsmaßen auseinandergesetzt wurde. Andererseits wurde eine besondere inhaltliche Nähe zum Themengebiet von Annotation und Labeling offenkundig, welches im Gegenzug bereits umso häufiger im Forschungsinteresse stand und dabei mit den unterschiedlichsten Zielstellungen betrachtet wurde.

Den Hauptbeitrag dieses Kapitels stellte der anschließende Abschnitt zur interaktiven Visualisierung von Abständen und Ausdehnungen in 3D-Szenen dar. Ausgehend von initial postulierten qualitativen Kriterien für die visuelle Präsentation von Messergebnissen wurden als gestalterische Mittel verschiedene weitgehend unabhängige Darstellungsparameter ausgearbeitet. Aus der Kombination ihrer jeweils möglichen Ausprägungen ergab sich eine Vielzahl differenzierter

Visualisierungsvarianten, welche im Rahmen einer kleinen Nutzerstudie vergleichend evaluiert wurden. Die Ergebnisse waren dabei zum Teil erwartungskonform, zum Teil aber auch überraschend. Wichtigste Erkenntnis war, dass der höchste Wert einer klaren Zuordnung und Kohärenz beigemessen wurde und hierfür in moderatem Maße auch Abstriche in der Lesbarkeit in Kauf genommen wurden.

Insgesamt wurde für die Darstellung von (kürzesten) räumlichen Abständen ein 3D-Pfeil präferiert, dessen Messwert-Label mittig als Unterbrechung zum Pfeil positioniert und in Pfeilrichtung dabei sicht-optimal zur Kamera ausgerichtet wird. Für intrinsische Maße (wie den größten Durchmesser) wurde unter den verschiedenen Varianten zur Auflösung des Verdeckungsproblems die Erhöhung der Transparenz des umliegenden Objektes als ansprechendste Lösung angesehen. Im Falle von Abmaßen sollten die drei Einzelpfeile sich sinnvollerweise im Schwerpunkt des Objektes schneiden. Es empfiehlt sich allerdings eine weitergehende Untersuchung, die den Möglichkeiten eines gezielten Einsatzes von Smart-Visibility-Techniken zur Verbesserung der Sichtbarkeit verdeckter Maße nachgeht.

Da für die chirurgische Diagnostik und Therapieplanung die Betrachtung herkömmlicher Schichtbilder jedoch nach wie vor die klassische Vorgehensweise darstellt, wurde auch nochmal eingehender die Fragestellung untersucht, wie die räumliche Ausprägung von dreidimensionalen Abständen in diesem nur zweidimensionalen Kontext dennoch möglichst aussagekräftig dargestellt werden kann. Hierzu wurde zunächst eine Basis-Darstellung präsentiert, welche die räumliche Lage des Maßes relativ zur aktuellen Schicht (*vor* vs. *innerhalb* vs. *hinter*) durch eine partiell differenzierte Farbkodierung des Maßpfeils (*grün* vs. *rot* vs. *blau*) direkt reflektiert. Dieses grundlegende Konzept erhielt von unserem klinischen Partner unmittelbaren Zuspruch.

Für die Darstellung erweiterter Informationen wie dem Abstand der Messpunkte von der Ebene oder seiner zur Schicht orthogonalen Ausdehnung wurden zwei Lösungsansätze entwickelt. Der erste basiert auf der Umwidmung der von [Tietjen u. a. 2006] ursprünglich für anatomische Strukturen entworfenen *Lift Charts* auf Messergebnisse. Bei dem zweiten handelt es sich um eine Eigenentwicklung, welche die Tiefeninformation durch entsprechend dimensionierte orthogonale Ableger an den Pfeilspitzen kodiert. Sowohl die externe als auch die integrierte Variante wurden durch den klinischen Partner für gut verständlich und durchaus geeignet befunden. Das *Lift Chart* erhielt jedoch einen insgesamt tendenziell stärkeren Zuspruch, da es die Orientierung in der Tiefe noch stärker unterstütze und zudem auch interaktiv eingesetzt werden kann.

Offen bliebe mit Abschluss dieses Kapitels noch, in welcher Weise andere wichtige räumliche Maße im 2D und 3D dargestellt werden sollten und was es bei deren Visualisierung ggf. zu beachten gelte. Zu nennen wären hierbei vor allem die Darstellung räumlicher Ausdehnungen im Schichtbild, aber auch die von Winkeln und Volumina im 3D ebenso wie im 2D. Diese Betrachtungen könnten Gegenstand weiterführender Arbeiten sein.

6

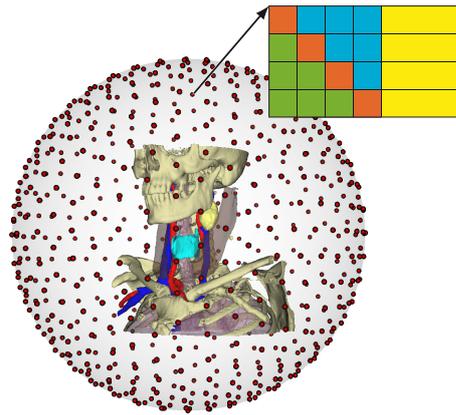
Bestimmung optimaler Ansichten auf räumliche Maße

Bei der chirurgischen Interventionsplanung auf Basis dreidimensionaler Szenen entfällt regelmäßig ein beträchtlicher Anteil der Interaktionszeit auf das Finden geeigneter Perspektiven und das Einstellen von visuellen Darstellungsparametern. Automatisierte Ansichten können diesen Aufwand durch geeignete Anpassung der Visualisierung und/oder Bestimmung geeigneter Sichtpunkte entsprechend reduzieren. Zudem stellen sie ein Mittel zur Standardisierung der Demonstrationen von postprozessierten Daten dar.

Zwei diametrale Konzepte können hierzu grundsätzlich verfolgt werden. *Smart-Visibility-Techniken* [Viola und Gröller 2005; Kubisch u. a. 2010] versuchen die Visualisierung der Szenenobjekte in geeigneter Weise so anzupassen, dass die gewünschten Informationen generell oder aus der konkret gewählten Perspektive gut sichtbar sind. Um störende Verdeckungen aufzulösen und die Sicht auf hinterliegende Objekte freizugeben, werden über eine automatische Anpassung individueller Sichtbarkeiten und Transparenzen hinausgehend auch erweiterte Techniken wie *Silhouetten*, *Ghostviews*, *Cut-Away*- oder *Section-Views* eingesetzt.

Ziel der *Viewpoint Optimization* ist es dagegen, unter Berücksichtigung der aktuell eingestellten Darstellungsparameter umgekehrt eine besonders günstige Perspektive zu ermitteln. Mit dieser Fragestellung haben sich bereits einzelne Autoren auseinandergesetzt und Gütemaße wie die *Viewpoint Entropy* [Vázquez u. a. 2001] oder die *Viewpoint Kullback-Leibler Distance* [Sbert u. a. 2005] zur Bewertung von Sichtpunkten definiert. Ein sehr ausgefeiltes Verfahren präsentieren [Mühler u. a. 2007], welches für die Suche nach optimalen Sichtpunkten für Strukturen und Strukturgruppen in chirurgischen 3D-Szenen eine Vielzahl von Wahrnehmungsspekten in Echtzeit berücksichtigt. Auf Grundlage einer differenzierten Bewertung selbiger mit jeweils gewünschter Gewichtung werden visuelle Ergebnisse erzielt, welche die der vorgenannten Verfahren wohl deutlich übertreffen.

Abbildung 6.1: Sichtpunktgenerierung für eine beispielhafte 3D-Szene segmentierter Strukturen. Durch rekursive Unterteilung eines Ikosaeders ergeben sich nach der zweiten bzw. dritten Stufe bereits 162 bzw. 642 Eckpunkte. Diese dienen [Mühler 2010] als jeweils zu untersuchende Kandidaten. Für jeden einzelnen werden sämtliche Strukturen einmal singular gerendert. Durch pixelweise Sortierung ihrer z -Buffer wird eine Matrix von Kennwerten zu Sichtbarkeiten und paarweisen Verdeckungen ermittelt und mit dem Sichtpunkt assoziiert.



Die letzte Publikation [Mühler 2010] diente als Ausgangsbasis, um dieses Verfahren zur Ermittlung optimaler Ansichten von segmentierten Strukturen in [Rössling u. a. 2015] auch auf räumliche Maße zwischen ihnen zu übertragen. Im Folgenden wird zunächst der zugrundeliegende Ansatz mit seinen bisherigen Beschränkungen beschrieben, bevor das Konzept auf allgemeine räumliche Maße erweitert wird. Das Kapitel endet mit einer Zusammenfassung.

6.1 Optimale Sichtpunkte für Strukturen und Strukturgruppen nach Mühler u. a.

Das Verfahren von [Mühler u. a. 2007] verfolgt das Ziel, möglichst gute Sichtpunkte auf ausgewählte Zielstrukturen bzw. Strukturgruppen im Kontext einer gegebenen 3D-Szene von Oberflächenmodellen segmentierter Strukturen zu identifizieren. Die Optimierung erfolgt dabei nicht auf analytischem Wege, sondern durch Auswahl aus einer endlichen Menge an vorberechneten Positionen, welche durch eine verschiedene Kriterien kombinierende Zielfunktion bewertet werden.

Sichtpunkt-Kandidaten

Als Kandidaten benötigen sie Positionen, die möglichst gleichmäßig über einer die gesamte Szene umhüllenden Kugel verteilt sind. Diese erhalten die Autoren aus den Eckpunkten einer Tesselierung der Einheitskugel durch rekursive Unterteilung der Dreiecksflächen eines Ikosaeders. Da die Kameraperspektive bei festgelegter Intrinsik jedoch nicht nur vom Blickwinkel sondern auch vom Orbit abhängt, müsste diese radiale Entfernung normalerweise als weiterer Freiheitsgrad berücksichtigt werden. [Mühler u. a. 2007] umgehen diese Problematik, indem sie für ihr Verfahren grundsätzlich Parallelprojektionen einsetzen. Zwar mag dieses Vorgehen der natürlichen räumlichen Wahrnehmung etwas abträglich sein. Dennoch ist diese Darstellungsform den Chirurgen durchaus geläufig und wird von ihnen bisweilen auch bevorzugt, da sie Ausdehnungen orthogonal zur Sichtrichtung unabhängig von ihrer Tiefenentfernung gleichermaßen abbildet und somit direkt in ihrer 2D-Projektion quantifizierbar und vergleichbar macht.

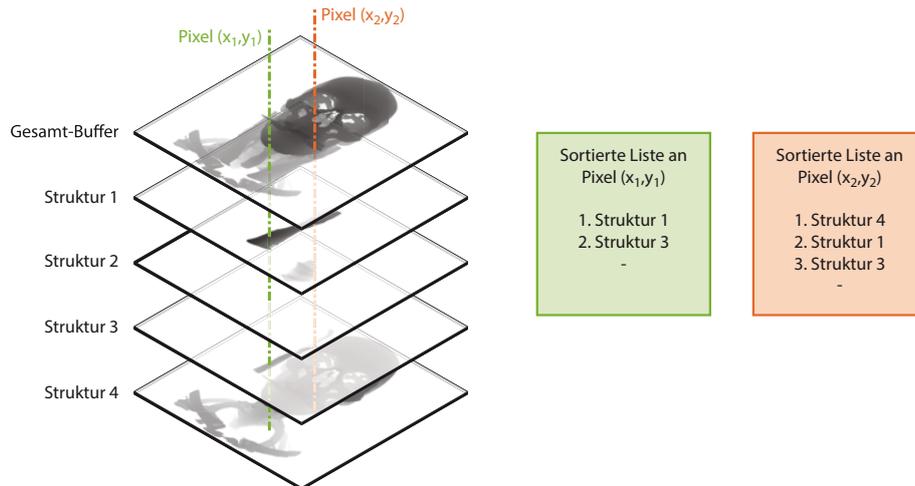


Abbildung 6.2: Für jeden Sichtpunkt sortieren [Mühler u. a. 2007] die zuvor aus dieser Perspektive getrennt gerenderten z -Buffer sämtlicher Strukturen an jeder einzelnen Pixelposition. Für zwei ausgewählte Positionen wurde dies beispielhaft dargestellt. Aus dieser sortierten Darstellung heraus ermitteln sie durch einfaches Zählen die von den einzelnen Strukturen jeweils sichtbaren sowie gegenseitig verdeckten Pixel. Die übrigen Parameter können indes an jedem einzelnen z -Buffer bereits ermittelt werden. (Quelle: [Mühler 2010]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Konrad Mühler)

Vorverarbeitung

Unter diesen Kandidaten zeichnet sich ein guter Sichtpunkt vor allem durch eine möglichst freie Sicht auf die Zielstruktur(en) bzw. ein geringes Ausmaß an störenden visuellen Verdeckungen durch dritte Strukturen aus. Die Bewertung ist also inhärent abhängig von der Sichtbarkeit sowie Opazität der einzelnen Strukturen in der Szene. Aufgrund der Vielfalt möglicher chirurgischer Fragestellungen und Präferenzen wird es kaum möglich sein, für all diese bereits a priori entsprechende geeignete Festlegungen zu den genannten Szenenparametern zu treffen. Zudem würde dies den Chirurgen darin einschränken, sie im interaktiven Kontext nach eigenem Bedarf frei wählen bzw. verändern zu können.

Sollen folglich die individuellen (Sichtbarkeits-)Einstellungen berücksichtigt werden, die der Chirurg erst im Zuge der computergestützten Therapieplanung vornimmt, so ist eine abschließende Bewertung der Sichtpunkte auch erst zu diesem Zeitpunkt möglich. [Mühler u. a. 2007] erreichen jedoch durch eine geeignete Modellierung, dass auch ohne konkrete Kenntnis der späteren individuellen Sichtbarkeiten der bei weitem größte Anteil der komplexen Berechnungsarbeit bereits im Rahmen eines Preprocessing realisiert werden kann.

Im Zuge einer recht aufwendigen, aber einmaligen Vorverarbeitung werden von jeder der virtuellen Kamerapositionen aus sämtliche Strukturen nacheinander jeweils einmal alleinstehend in den z -Buffer gerendert (Abbildung 6.2). Durch Sortierung dieser Tiefenwerte an sämtlichen Pixeln des Viewports bestimmen sich die Autoren zur jeweils aktuellen Perspektive verschiedene qualitative Maße für die Darstellung der Objekte in Relation zueinander. Für jede Struktur S_i erheben sie dabei jeweils die folgenden Kennwerte [Mühler 2010]:

- Gesamtanzahl der Pixel und Anzahl der Silhouetten-Pixel von S_i
- für jede Struktur $S_{k<i}$: Anzahl Pixel, an denen S_k von S_i verdeckt wird, für jede Struktur $S_{k>i}$: Anzahl Pixel, an denen S_i von S_k verdeckt wird
- Anzahl absolut sichtbarer (=unverdeckter) Pixel von S_i
- kleinster sowie größter z-Wert (als Maß für die kürzeste und weiteste Entfernung eines Punktes dieser Struktur zur Kamera)
- gewichtete Summe der normierten Abstände aller Pixel von S_i zur Viewport-Mitte (als Maß für die Dezentralität der Struktur)

All diese skalaren Kennwerte werden gesammelt in einer mit dem jeweiligen Sichtpunkt assoziierten individuellen Matrix gespeichert. Diese Datenstruktur stellt in kondensierter Weise alle relevanten Angaben bereit, die zur Bewertung des jeweiligen Sichtpunktes für beliebige Szenenkonfigurationen benötigt werden. Sie ermöglicht eine effiziente Auswertung zu einem späteren Zeitpunkt, wenn die Wahl von Zielstruktur und Sichtparameter konkretisiert wurde.

Live-Berechnung aussagekräftiger qualitativer Güteparameter zur Laufzeit

Durch die umfangreiche Vorverarbeitung wird das komplexe Optimierungsproblem ohne Einschränkung der Freiheitsgrade soweit heruntergebrochen, dass die noch verbleibenden Aspekte später in Echtzeit ermittelt werden können. Soll für eine gewählte Zielstruktur zur Laufzeit der optimale Sichtpunkt bestimmt werden, muss hierzu für jeden Kandidaten lediglich die zu dieser Struktur gehörende Zeile und Spalte der assoziierten Matrix betrachtet werden. Die Opazitäten der einzelnen Strukturen fließen dabei als Wichtungsfaktoren bei der Auswertung der in der Matrix hinterlegten Verdeckungen ein.

Diesbezüglich trifft [Mühler 2010] die grundlegende Annahme, dass die vorgenommenen Sichtbarkeits- und Transparenzeinstellungen ein direkter Ausdruck dessen sind, welche Relevanz die einzelnen Strukturen zur Beurteilung der aktuellen chirurgischen Fragestellung jeweils besitzen. Aus dieser intuitiven Vorstellung heraus legt er die für jede Struktur gesetzte Opazität als ein Maß für die Wichtigkeit aus, die selbiger im aktuellen Kontext beigemessen wird.

Bei der Auswertung jeder einzelnen Matrix werden pro Sichtpunkt Maßzahlen für die folgenden qualitativen Parameter erhoben. Für detailliertere Ausführungen zu den einzelnen Parametern sei auf [Mühler 2010] verwiesen, der sie in aller Anschaulichkeit motiviert und jeweils mit einer Berechnungsformel unterlegt.

| | | | |
|---------|--------------------------------|--------------------------------|------|
| vis | Sichtbare Fläche | Entfernung alte Kameraposition | cam |
| imp | Kontextuelle Wichtigkeit | Entfernung zur Zielstruktur | dist |
| vis_sta | Stabilität der Sichtbarkeit | Zentrierung im Bildraum | cen |
| imp_sta | Stabilität der Wichtigkeit | Vorzugsblickrichtung | pref |
| occ | Anzahl verdeckender Strukturen | Länge der Silhouette | sil |

Aggregation der Güteparameter und Ermittlung des Optimum

Jeder einzelne der aufgeführten Parameter stellt für sich genommen ein singuläres sphärisches Parameterfeld dar, welches die charakteristische räumliche Verteilung des jeweiligen skalaren Qualitätsmaßes in Abhängigkeit zu den Sichtpunkten beschreibt. Durch Bildung einer gewichteten Summe führen [Mühler u. a. 2007] diese multiplen Einzelmaße abschließend zu einer Gesamtbewertung zusammen, welche alle Aspekte in entsprechendem Maße berücksichtigt. Es ergibt sich ein finales sphärisches Parameterfeld, dessen höchstbewerteter skalarer Eintrag den entsprechend den Kriterien gesuchten optimalen Sichtpunkt identifiziert.

$$\begin{aligned}
 \mathit{final} = & \omega_{vis} \cdot \mathit{vis} + \omega_{imp} \cdot \mathit{imp} + \omega_{pref} \cdot \mathit{pref} + \omega_{sil} \cdot \mathit{sil} + \omega_{imp_sta} \cdot \mathit{imp_sta} \\
 & + \omega_{vis_sta} \cdot \mathit{vis_sta} + \omega_{occ} \cdot \mathit{occ} + \omega_{cen} \cdot \mathit{cen} + \omega_{cam} \cdot \mathit{cam} + \omega_{dist} \cdot \mathit{dist}
 \end{aligned}$$

Die Einzelparameterfelder können dabei ebenso in Echtzeit berechnet und fusioniert, wie daraus abschließend der optimale Sichtpunkt ermittelt werden. Bezüglich der für die Fusion zugrunde gelegten Wichtungen stellt [Mühler 2010] jedoch fest, dass diese abhängig vom jeweiligen chirurgischen Kontext durchaus unterschiedlich gewählt werden sollten. Für die beiden Anwendungsbereiche HNO- und Leberchirurgie gibt er hierzu Empfehlungen ab, die aus zahlreichen Gesprächen und Beobachtungen gewonnen wurden.

6.2 Optimale Sichtpunkte für räumliche Maße

Wenn das Verfahren von [Mühler u. a. 2007] in der Lage ist, für segmentierte Strukturen zuverlässig optimale Sichtpunkte zu ermitteln, liegt die Frage nahe, ob seine Anwendung nicht auch auf die räumlichen Maße zwischen ihnen erweitert werden kann. Dieser Gedanke wurde durch die Autoren auch angeschnitten, allerdings mit ausschließlichem Fokus auf *kürzeste Abstände*. Entsprechend präsentiert sich die von ihnen vorgeschlagene Umsetzung als Speziallösung, die sich nicht transparent in das bisherige allgemeine Konzept einbettet und auch nicht ohne Weiteres auf andere Maße übertragen werden kann.

Im Folgenden soll daher eine intuitive Erweiterung des Verfahrens vorgestellt werden, mit welcher sich für prinzipiell beliebige räumliche Maße entsprechende optimale Sichtpunkte bestimmen lassen. Hierzu werden zunächst die Herausforderungen dieser Aufgabenstellung beleuchtet und die von [Mühler u. a. 2007] präsentierte Speziallösung diskutiert. Danach wird der eigene Ansatz vorgestellt und seine Eignung anhand verschiedener räumlicher Maße beispielhaft demonstriert.

Herausforderungen für die Anwendung des bisherigen Verfahrens

Für die Idee, das bisherige Verfahren auch zur Bestimmung optimaler Sichtpunkte auf räumliche Maße einzusetzen, ergeben sich folgende grundsätzliche Probleme, die einer direkten Übertragbarkeit zunächst im Wege stehen könnten:

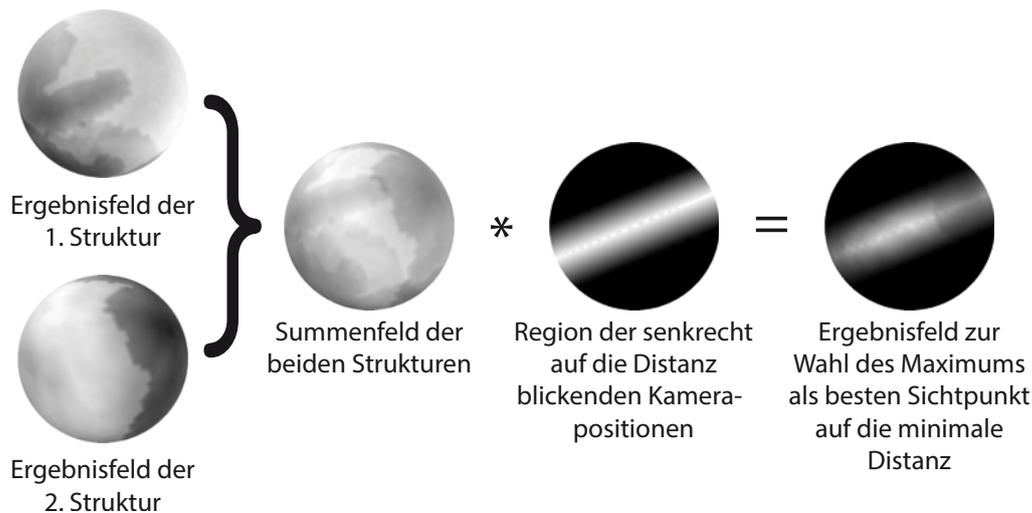


Abbildung 6.3: Von [Mühler u. a. 2007] vorgeschlagene Speziallösung zur Ermittlung eines optimalen Sichtpunktes auf kürzeste Abstände zwischen Strukturen. (Quelle: [Mühler 2010]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Konrad Mühler)

1. Im Gegensatz zu segmentierten Strukturen stellen die räumlichen Maße zunächst nur eine Metainformation dar. Das bisherige Verfahren basiert aber auf der Ermittlung qualitativer Kennwerte für die sichtpunktabhängige Darstellung von manifesten Objekten.
2. Die möglichen Objekte von Interesse waren bisher durch die segmentierten Strukturen inhärent vorgegeben. Bei Erweiterung des Konzeptes auf räumliche Maße wäre á priori nicht klar, welche hiervon später von Interesse sein könnten. Die denkbaren Ausprägungen wären zu zahlreich¹, als dass es eine Lösung sein könnte, sämtliche Varianten zu berücksichtigen
3. Bei ansonsten festen Parametern (Anzahl Sichtpunkte, Viewport-Auflösung) wächst die Gesamtlaufzeit² des Verfahrens insgesamt quadratisch in der Anzahl der zu berücksichtigenden Objekte. Neben den Strukturen auch räumliche Maße einzubeziehen, würde also selbst bei grundsätzlicher a-priori-Kennntnis der potentiell relevanten Maße einen rapide anwachsenden Aufwand bedeuten, wenn deren Anzahl zunehmend größer ausfällt.

Keine dieser drei identifizierten Hürden wird jedoch von [Mühler 2010] auch aufgeworfen, sondern ohne nähere Begründung pauschalisiert, ein guter Sichtpunkt auf ein räumliches Maß wie dem minimalen Abstand sei „nicht ohne Weiteres mit dem Basisalgorithmus [...] zu bestimmen“. Der nächste Abschnitt wird darlegen, dass sich diese Aufgabenstellung durchaus (und auf recht intuitive Weise) im Rahmen des bisherigen Konzeptes modellieren lässt. Zuvor soll jedoch die von [Mühler 2010] näher ausgeführte Lösung aus [Mühler u. a. 2007] skizziert werden, die speziell auf *minimale Abstände* zugeschnitten ist.

¹sämtliche Durchmesser, Volumina, paarweisen Abstände, Winkel, etc. über alle Strukturen

²Wobei der bei weitem größte Anteil nach wie vor auf die aufwendige Vorverarbeitung entfällt.

Zwar nehmen [Mühler u. a. 2007] für die Darstellung kürzester Abstände auf Distance Lines [Preim u. a. 2002b] Bezug, für die Bestimmung optimaler Sichtpunkte wird die konkrete Repräsentation des Maßes jedoch nicht explizit mit einbezogen. Vielmehr modellieren sie den durch das Maß beschriebenen kleinsten Freiraum zwischen zwei Strukturen auf implizite Weise: Zunächst sollte eine optimale Sicht möglichst senkrecht auf die beide Endpunkte verbindende Gerade blicken. Dies adressieren sie durch ein Parameterfeld ähnlich der Vorzugsblickrichtung, welches orthogonale Sichten auf diese Achse mit 1 bewertet und zu den Seiten hin gleichmäßig abfällt. Zugleich sollten auch die beiden vermessenen Strukturen als Referenz möglichst gut sichtbar sein. Hierzu multiplizieren die Autoren das vorgenannte Parameterfeld noch mit den addierten Ergebnisfeldern jener beiden Strukturen. Abbildung 6.3 stellt diesen Sachverhalt beispielhaft dar.

Aufgrund der lediglich impliziten Modellierung ist jedoch nicht garantiert, dass die Sicht auf diesen durch die Maßdarstellung später eingenommenen Freiraum auch wirklich weitgehend frei ist. Dieses Problem einer möglichen Verdeckung jenes nicht manifesten Leerraumes durch andere Strukturen adressiert [Mühler 2010] durch eine zusätzliche Nachverarbeitung. Hierzu führt er für sämtliche Sichtpunkt-Kandidaten in der Reihenfolge ihrer ermittelten Güte ein komplettes Raycasting der Zielregion durch.

Insgesamt weist die vorgeschlagene Vorgehensweise folgende Nachteile auf:

1. Das Optimierungsproblem wurde konkret über die impliziten Eigenschaften des kürzesten Abstandes modelliert. Andere räumliche Maße würden jeweils ihre entsprechend eigene Modellierung erfordern.
2. Mit diesem spezifisch zugeschnittenen Kriterium kommt die große Stärke des Basisverfahrens, welche in der Fusion mehrerer gleichzeitig zusammenwirkender *allgemeingültiger* Kriterien liegt, nicht mehr zur Entfaltung.
3. Die Freiheit der Wahl der späteren visuellen Maßdarstellung im Kontext der Szene wurde nicht mit einbezogen. Wie in Kapitel 5 aber herausgestellt wurde, können unterschiedliche Visualisierungen von unterschiedlichen Sichtpunkten aus betrachtet durchaus unterschiedlich gut sichtbar sein.
4. Insbesondere kann es zu Verdeckungsproblemen kommen, deren Auflösung eine zusätzliche Nachverarbeitung erfordert.
5. Insgesamt bettet sich dieser Ansatz schlecht in das bisherige Framework ein, sondern bewegt sich als Speziallösung sehr losgelöst von diesem.

Bestimmung optimaler Sichtpunkte für beliebige räumliche Maße

Anstelle einer derartigen Speziallösung für kürzeste Abstände wurde in [Rössling u. a. 2015] das originär für segmentierte Strukturen entwickelte Basisverfahren aufgegriffen und in kanonischer Weise auf allgemeine räumliche Maße übertragen. Der Idee liegt dabei die intuitive Annahme zugrunde, dass nicht das abstrakte Maß selbst, sondern vielmehr seine Visualisierung die eigentlich relevante sinntragende Einheit bildet. Für den Anwender wird also ein möglichst guter Sichtpunkt auf die



Abbildung 6.4: Einfluss der Transparenz auf den optimalen Sichtpunkt. Dargestellt ist eine Visualisierung der Risikoabstände eines den Zungengrund infiltrierenden Tumors. *Links:* Geometrie des Messergebnisses. *Mitte:* Ist der Tumor opaque, so orientiert sich die Sichtpunktbestimmung an der um den Infiltrationsrand herum noch sichtbaren Abstandsfärbung. *Rechts:* Wird die Opazität des Tumors deutlich reduziert, so fließt die komplette Infiltrationsfläche mit zunehmender Gewichtung mit ein. Der jeweils ermittelte optimale Sichtpunkt verschiebt sich hierdurch von schräg vorn nach schräg hinten. (Quelle: [Rössling u. a. 2015])

visuelle Darstellung des räumlichen Maßes gesucht. Eine andere Präsentationsform kann also durchaus mit einem anderen Sichtpunkt für die optimale Betrachtung einunddesselben Messergebnisses einhergehen.

Vereinfacht gesagt, wird die Repräsentation des räumlichen Maßes wie eine spezielle zusätzliche Struktur in der Szene betrachtet. Bei dieser Modellierung können optimale Sichtpunkte dann mit dem gewohnten Basisverfahren ermittelt werden, wodurch sich gegenüber der von [Mühler u. a. 2007] vorgeschlagenen Lösung unmittelbar mehrere Vorteile ergeben. Allem voran handelt es sich hierbei um ein einheitliches Konzept, bei dem die verschiedenen Maße nicht einer jeweils separaten Modellierung bedürfen. Stattdessen genügt es völlig, für jede Vermessungsart eine entsprechend zugehörige Visualisierung zu haben.

Für Abstände und Dreifachausdehnungen könnte jeweils eine der in Kapitel 5 vorgestellten Visualisierungsformen eingesetzt werden. Für Winkelmaße käme z. B. die von [Preim und Botha 2013] vorgestellte Repräsentation aus zwei Schenkeln mit aufgespanntem flächigen Winkelsegment und zugehörigen Maßlabel in Frage. Für die Darstellung kritischer Abstände wäre die von [Krüger u. a. 2005] vorgeschlagene diskrete Farbkodierung der Oberfläche bzgl. vorgegebener Grenzwerte naheliegend, wobei in diesem Falle nur der effektiv eingefärbte Bereich die Geometrie der Maßvisualisierung definieren würde (Abbildung 6.4). Ein Volumen ließe sich durch ein im Schwerpunkt des Objektes platziertes Text-Label kommunizieren, wobei das umgebende Objekt hierzu (ebenso wie im Falle des innenliegenden Durchmessers) semi-transparent darzustellen wäre. Für den Querschnitt z. B. eines Blutgefäßes, Hohlorgans oder auch Knochens erscheint eine 2D-Schnittfläche mit Angabe des Flächenmaßes als visuelle Repräsentation naheliegend.

Die Beispiele geben bereits ein Gefühl für die flexible Anwendbarkeit, die sich aus der Modellierung des räumlichen Maßes als gleichberechtigtes Szenenobjekt für die Sichtpunktberechnung ergibt. Hierdurch können nun auch wieder sämtliche von [Mühler 2010] postulierten Kriterien für gute Perspektiven in die

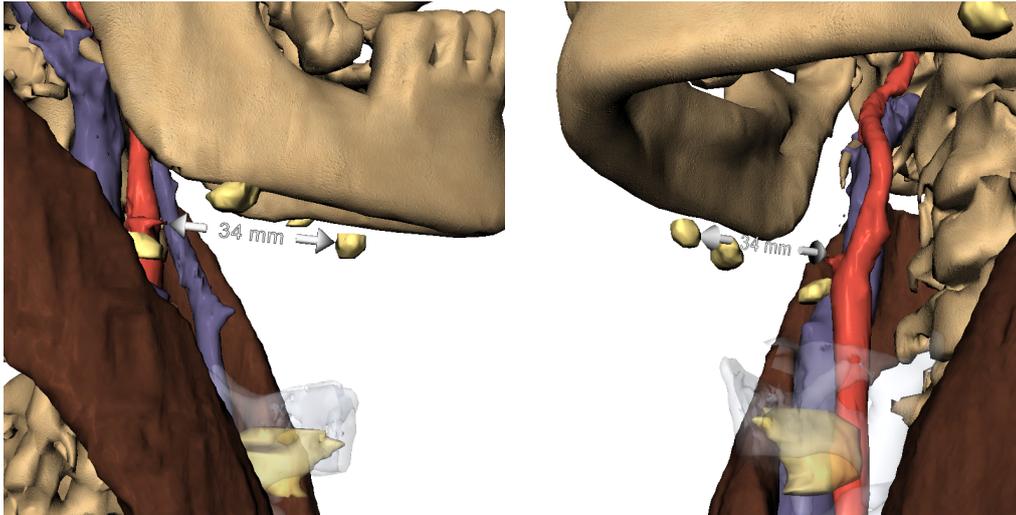


Abbildung 6.5: Einfluss von Referenzstrukturen auf den optimalen Sichtpunkt. Dargestellt ist der kürzeste Abstand zwischen einem Lymphknoten und der A. carotis. *Links:* Wird nur die Maßdarstellung selbst herangezogen, so ergibt sich ein zu ihr orthogonaler Sichtpunkt, der das Maß vollständig darstellt. Die A. carotis ist hierbei allerdings großräumig verdeckt. *Rechts:* Werden die Referenzstrukturen mit berücksichtigt, so ergibt sich ein Sichtpunkt, der diese gut darstellt, dafür aber das Maß aus einem etwas ungünstigeren Winkel abbildet.

Optimierung mit einbezogen werden, wodurch das ursprüngliche Verfahren auch wieder seine besondere Stärke entfaltet. Vor allem erübrigt sich die aufgrund der Sonderbehandlung notwendig gewordene Nachverarbeitung.

Auch die Anwendbarkeit auf Strukturgruppen ist weiterhin gegeben. Eine gewichtete Fusion der objektindividuellen Ergebnis-Parameterfelder³ bietet die Möglichkeit, die vermessenen Strukturen nach Bedarf als Teil der Vermessung aufzufassen und sie in der Sichtpunktbestimmung mit berücksichtigen zu lassen (Abbildung 6.5). Für bestimmte Maßdarstellungen kann diese Option nützlich sein, um z. B. beim Volumen-Label oder bei an Silhouetten-Kanten abgetragenen Abmaßen zu verhindern, dass Label bzw. Pfeil gut sichtbar sind, der eigentliche vermessene Körper dagegen großteils verdeckt wird.⁴ Im Gegensatz zu [Mühler u. a. 2007] ist dieser Strukturbezug aber nicht zwingend, sodass grundsätzlich auch für frei ermittelte Maße eine Sichtpunktbestimmung möglich ist.

Ein weiterer Vorteil des erweiterten Konzeptes besteht darin, dass Sichtpunktbestimmung auch auf verschiedene Darstellungen des gleichen repräsentierten Maßes jeweils individuell adaptiert. Wie in Abbildung 6.6 zu sehen, kann sich beispielsweise für einen innenliegend dargestellten Durchmesser ein anderer optimaler Sichtpunkt ergeben als für einen mit Hilfslinien außen angesetzten.

Die letztgenannte Darstellungsvariante ist aber noch aus einem zweiten Grunde interessant. Die Maßpfeile werden hier stets an den bezüglich der aktuellen Perspektive visuell günstigsten drei Silhouettenkanten der durch das Maß induzierten

³wobei das Hauptgewicht im Regelfall auf dem Maß selbst liegen sollte

⁴z. B. ein außen angesetzter Durchmesser oder die auf den Silhouettenkanten der Bounding-Box abgetragene Dreifachausdehnung

Bounding-Box abgetragen. Dies garantiert zwar eine stets optimale Anordnung, welche in den Grenzbereichen allerdings sprunghaft wechseln kann. Derartige Diskontinuitäten wirken bei Interaktionen jedoch ziemlich störend, aus welchem Grunde ein optimaler Sichtpunkt sich möglichst nicht in unmittelbarer Nähe einer solchen Übergangsstelle befinden sollte.

Dieses Kriterium einer *Stabilität der Darstellung* ließe sich im Kontext des Basisverfahrens sehr intuitiv als weiteres Parameterfeld abbilden, welches Sichtpunkte nahe der Diskontinuitätsstellen bestraft und mit steigender Entfernung zunehmend begünstigt. Eine solche Darstellungsstabilität wäre auch für andere sich dem Betrachtungswinkel anpassende Maßvisualisierungen mit häufig moderatem Aufwand modellierbar. Im Wesentlichen müsste hierzu die Logik, die die sichtwinkelabhängige Darstellungsanpassung vornimmt, übernommen und ihr Ergebnis (z. B. Drehwinkel oder ausgewählte Silhouettenkanten) in eine Parameterkarte eingetragen werden.

6.3 Live-Berechnung der Sichtbarkeits-Kennwerte für räumliche Maße zur Laufzeit

Die Modellierung räumlicher Maße über die zu deren Darstellung jeweils verwendete konkrete geometrische Repräsentation adressiert auf sehr generische Weise die erste der im vorigen Abschnitt identifizierten drei Herausforderungen. Damit wäre die bis hierhin vorgestellte Erweiterung des Basisverfahrens bereits prinzipiell in der Lage, optimale Sichtpunkte für allgemeine Vermessungsergebnisse zu bestimmen.

Einem direkten praktischen Einsatz steht allerdings noch immer die Tatsache im Wege, dass *a priori* nicht bekannt ist, welche konkreten Vermessungen letztlich benötigt werden. Deren Kenntnis wäre beim Basisverfahren jedoch gleich zu Beginn erforderlich, um im Rahmen der Vorverarbeitung die zu berechnende Matrix der Sichtbarkeitsverhältnisse pro Sichtpunkt generieren zu können.

Wenngleich einzelne Maße zwar durch Leitlinien festgelegt bzw. für bestimmte Eingriffe typisch sind und insofern in gewissem Rahmen planmäßig vorberechnet werden könnten, ist jedoch insgesamt nicht absehbar, welche weiteren Vermessungen der Arzt darüber hinaus im Zuge der Planung noch durchführen möchte. Angesichts der Vielfalt an Strukturen und möglichen Maßen zwischen ihnen ist eine pauschale Vorbereitung aller Kombinationen zweifellos nicht möglich. Im besten Fall sollte dem Chirurgen ohnehin die Möglichkeit gegeben werden, optimale Sichtpunkte selbst für rein manuell erhobene Maße (z. B. Abstände oder Winkel durch interaktiv gesetzte Messpunkte) bestimmen zu lassen.

Umgekehrt sind die im Basisverfahren durchgeführten Berechnungen zur Informationsreduktion sehr umfangreich, sodass sie in ihrer Gesamtheit nicht dynamisch zur Laufzeit für die komplette Szene durchführbar wären. Zudem wächst deren Rechenaufwand bei ansonsten festen Parametern (Anzahl Sichtpunkte,

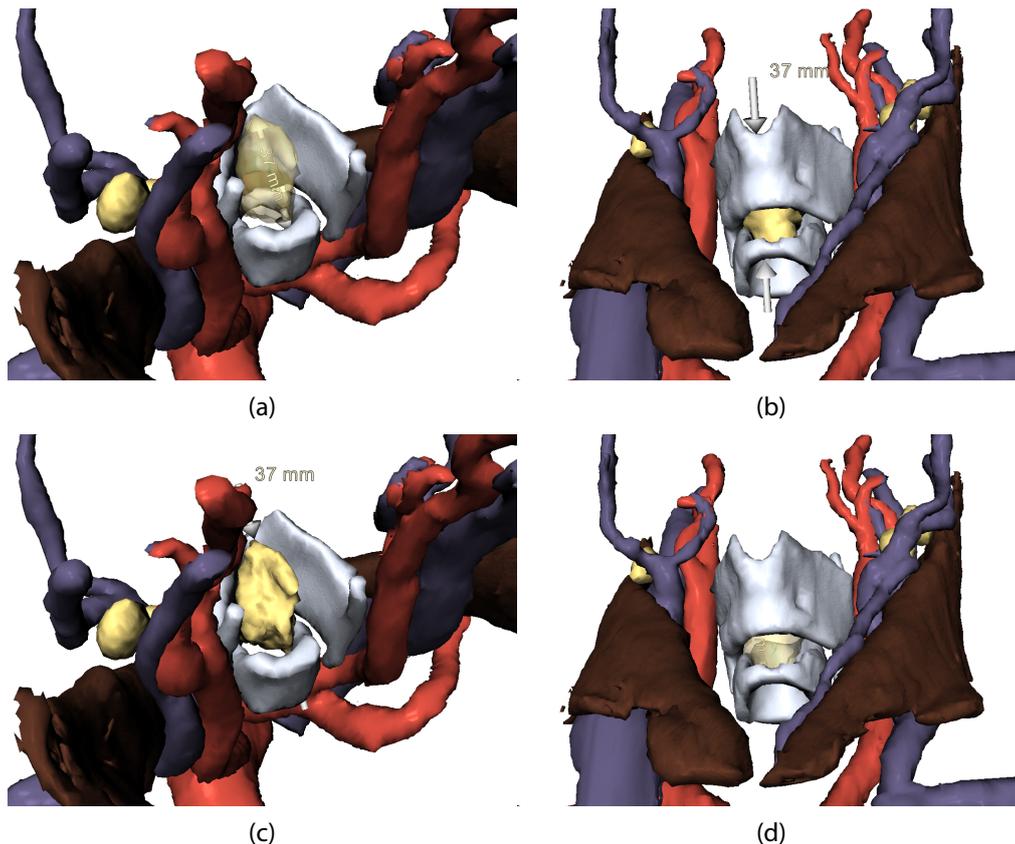


Abbildung 6.6: Einfluss der Maßdarstellung auf den optimalen Sichtpunkt. Dargestellt ist der Durchmesser eines transglottischen Larynx-Karzinoms. Von vorn wird der Tumor mittig durch den Schildknorpel verdeckt, von hinten in der unteren Hälfte durch den Ringknorpel. **(a)** Für die innenliegende Maßdarstellung liefert die Sichtpunktbestimmung deshalb eine Perspektive von hinten oben. **(b)** Bei Einsatz der Außenansetzung ermittelt sie indes eine Perspektive von vorne unten. **(c) / (d)** In beiden Fällen erweist sich der optimale Sichtpunkt der einen Maßdarstellung für die jeweils andere als sehr ungünstig. (Quelle: [Rössling u. a. 2015])

Viewport-Auflösung) quadratisch in der Anzahl zu berücksichtigender Objekte, was bei mehreren Maßen zusätzlich zu den bereits vorhandenen Segmentierungen einen schnell anwachsenden Aufwand bedeuten würde.

Diese duale Problematik im Spannungsfeld zwischen einer hohen Komplexität der Berechnungen und einer Vermessung erst zur Laufzeit soll wie folgt adressiert werden. Zum Einen wird grundsätzlich an der Strategie festgehalten, so viel wie möglich vorzuberechnen. Während die kondensierten sichtpunktabhängigen Informationen für die á priori bekannten segmentierten Strukturen weiterhin bereits im Zuge einer Vorverarbeitung ermittelt werden, werden selbige für die Vermessungen erst zur Laufzeit bestimmt.

Zum Anderen wird die wesentliche Grundannahme getroffen, dass für die Sichtpunktbestimmung zu einem ausgewählten Maß neben selbigem und den segmentierten Strukturen keine weiteren Darstellungen anderer Maße von Relevanz seien. In der Regel ist es nicht erforderlich, mehr als ein Maß gleichzeitig zu visualisieren. Andernfalls mögen diese etwaigen weiteren Maße für den optimalen Sichtpunkt auf das eine ausgewählte zumindest als nicht wesentlich angesehen werden.

Zusammen bedeutet dies, dass der quadratisch-komplexen Vorverarbeitung zunächst einmal nur noch eine lediglich linear-komplexe ergänzende Berechnung für ein individuell erhobenes Maß zur Laufzeit gegenübersteht. Darüber hinaus ist ebendiese Berechnung unabhängig von allen vorangegangenen Maßen, sodass sie nicht mit jedem neuen Maß in ihrer Laufzeit sukzessive zunimmt.

Für die Sichtpunktberechnung zu einem gegebenem räumlichen Maß müssen damit zur Laufzeit lediglich die Kennwerte der Sichtbarkeitsverhältnisse zwischen diesem und den verschiedenen segmentierten Strukturen ermittelt werden. Mit dem Basisverfahren müsste man dazu allerdings für jeden Sichtpunkt alle $n + 1$ Objekte von neuem einzeln rendern, diese z -Buffer herunterladen und deren z -Werte anschließend CPU-basiert pixelweise vergleichen, da ein Vorhalten sämtlicher z -Buffer aus der Vorverarbeitung nicht praktikabel wäre.

Dieser Mehraufwand ließe sich jedoch vermeiden. Moderne Grafikkarten bieten die Möglichkeit, mithilfe sogenannter *Occlusion Queries* genau diese Sichtbarkeiten und Verdeckungen pixelbasiert zu zählen. Rendern wir die Maßdarstellung M einmal einzeln, einmal in Kombination mit je einer der Strukturen S_i sowie einmal mit sämtlichen Strukturen $S_1 \dots S_n$ zusammen, so können wir mit dieser Methode in $n + 2$ Rendering-Passes die relevanten Pixelanzahlen ermitteln, ohne hierfür einen einzigen z -Buffer von der Grafikkarte herunterladen, geschweige denn CPU-basiert auswerten zu müssen: Wieviele Pixel hat M insgesamt, wieviele werden durch M von S_i bzw. umgekehrt von S_i durch M verdeckt, und wieviele Pixel von M sind im Gesamt-Buffer sämtlicher Strukturen noch sichtbar? Auch der kleinste und größte z -Wert kann bereits GPU-seitig effizient ermittelt werden. Dabei müssen Viewport-Auflösung und -Ausschnitt nicht zwingend der der Vorverarbeitung entsprechen, sondern können auf das fokussierte Maß abgestimmt sein.

6.4 Ergebnisse

Die entwickelte Erweiterung wurde in [Rössling u. a. 2015] evaluiert. Mangels entsprechenden Quellcodes konnte das Basisverfahren jedoch nicht direkt seiner Original-Implementierung um die Behandlung von Messergebnissen ergänzt werden. Von einer eigenen Reproduktion wurde ebenfalls abgesehen, da hierzu das äußerst komplexe Verfahren erst mit hohem Aufwand hätte komplett nachimplementiert werden müssen und die dafür erforderlichen Umsetzungsdetails in [Mühler 2010] auch nicht vollständig konkretisiert wurden. Vor allem wäre bei diesem Vorgehen eine direkte Vergleichbarkeit der reinen Erweiterung im Bezug zur Original-Implementierung nicht unbedingt gegeben. Die Erweiterung auf räumliche Maße wurde daher bezüglich der in den Abschnitten 6.2 und 6.3 ausgeführten Aspekte in nachfolgend beschriebener Weise jeweils separat ausgewertet.

Um zunächst einmal das grundsätzliche Konzept zu validieren, räumliche Maße über die zu ihrer Darstellung verwendete konkrete geometrische Repräsentation zu modellieren (Abschnitt 6.2), wurden vom Hauptautor des Basisverfahrens freundlicherweise bereitgestellte originale Binaries benutzt. In der in Kapitel 8

noch vorzustellenden Planungssoftware [Rössling u. a. 2011a] ermittelte Messergebnisse wurden zusammen mit den Segmentierungen in Form kompatibler Oberflächennetze exportiert⁵ und der Sichtpunktbestimmung als gleichwertige Strukturen bereitgestellt. Der vom Basisverfahren ermittelte „Sichtpunkt“ wurde anschließend zur Beurteilung wieder in die Planungssoftware übernommen.⁶

An 8 verschiedenen Hals-Datensätzen wurden auf die beschriebene Weise für diese und weitere ausgewählte Maße (*kürzester Abstand*, *Winkel*) visuelle Ergebnisse ermittelt. Dabei bestätigte sich die grundsätzliche Anwendbarkeit der beschriebenen Erweiterung. Abbildung 6.4 zeigt beispielhaft für *farbkodierte Risikoabstände* [Krüger u. a. 2005] den Einfluss der Opazität von Verdeckungen und Abbildung 6.6 für den *größten Durchmesser* den Einfluss der gewählten Darstellungsform auf den jeweils ermittelten Sichtpunkt. Darüber hinaus zeigt Abbildung 6.5 am Beispiel des *kürzesten Abstandes* den Einfluss einer Berücksichtigung von Referenzstrukturen auf den ermittelten Sichtpunkt und unterstreicht damit die generische Art, mit der sich die entwickelte Erweiterung in das ursprüngliche Verfahren einfügt.

Für einen praktischen Einsatz muss allerdings die Berechnung der benötigten sichtpunktabhängigen Kennwerte für Vermessungsergebnisse zur Laufzeit effizient genug durchführbar sein. Hierzu wurden als Zweites die Ausführungen aus Abschnitt 6.3 prototypisch in Form eines Shaders auf GPU-Basis umgesetzt. Eine erste Version hat für die 8 untersuchten anatomischen Szenen mit jeweils 10 Strukturen, 162 Sichtpunkten und einem Viewport von 300×300 auf einer handelsüblichen Consumer-Grafikkarte (nVidia GeForce GTX 670) durchschnittlich weniger als 2s benötigt, um die verschiedenen Pixelanzahlen sowie das Tiefenintervall zu bestimmen [Rössling u. a. 2015]. (verglichen mit den in [Mühler u. a. 2007] angegebenen 94s zur Ermittlung der Matrix der Sichtbarkeitsverhältnisse eines vergleichbar dimensionierten Szenarios) Die aktuelle Implementierung benötigt auf einer leistungsärmeren Intel HD 4400 für 642 Sichtpunkte und 400×400 Pixel sogar nur noch 960 – 970 ms. Die gewichtete Summe der Pixelabstände vom Viewport-Zentrum bedarf allerdings noch einer GPU-seitigen Implementierung, um ein Herunterladen des ganzen Buffers zu erübrigen.



Material auf der Begleit-DVD (Ordner-Nr. 2)

6.5 Mögliche Optimierung der Vorverarbeitung

Als Voraussetzung bleibt allerdings, dass zumindest für sämtliche in der Szene enthaltenen segmentierten Strukturen die umfangreichen Berechnungen ihrerseits bereits im Rahmen einer Vorverarbeitung durchgeführt wurden, welche hierdurch weiterhin entsprechend aufwendig ausfällt. Aber auch hierfür lassen sich geeignete Optimierungsschritte umsetzen.

⁵Da eine sichtabhängige Live-Anpassung der Labels nicht mit exportiert werden konnte, wurden grundsätzlich starre Pfeile mit durchgehendem Schaft verwendet. Aus gleichem Grunde konnten auch keine optimalen Sichtpunkte für außenliegende Dreifachmaße untersucht werden.

⁶Genauer gesagt, handelte es sich dabei jeweils um eine Parallelperspektive, die durch Abtragung der Sichtrichtung auf eine das Maß umschließende Kugel von der in [Mühler u. a. 2007] verwendeten orthographischen Projektion in die zentralperspektivische Form überführt wurde.

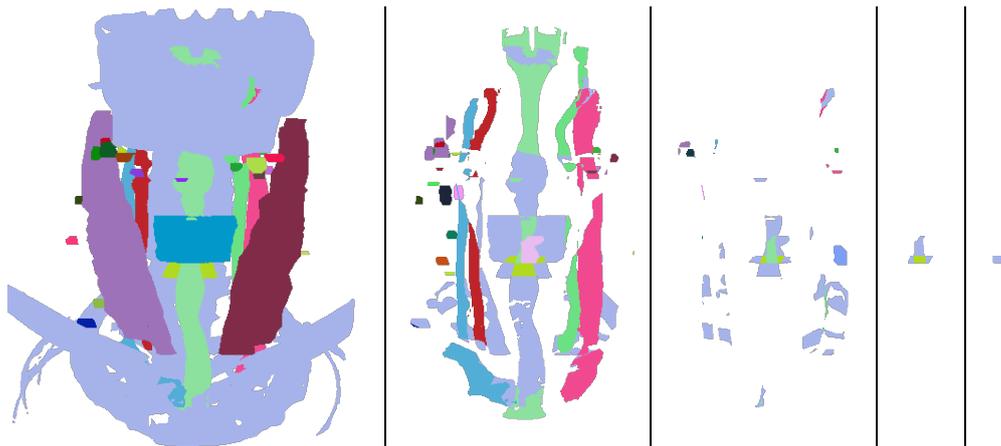


Abbildung 6.7: Effiziente Tiefensortierung der Strukturen durch Multi-Pass-Rendering (Abbildungen v. l. n. r. zunehmend seitlich beschnitten). Ein Hals-Datensatz mit 30 Strukturen benötigt lediglich 5 Rendering Passes, wobei die sich ergebenden ID-Frames durch die Grafikkarte sogar bereits tiefensortiert bereitgestellt werden. [Mühler 2010] müsste 30mal rendern und die Buffer anschließend noch sortieren. (Quelle: [Rössling u. a. 2015])

Zum Einen lässt sich das Prinzip der GPU-basierten Pixelzählung natürlich auch auf segmentierte Strukturen anwenden. Da hier aber Kennwerte für Sichtbarkeiten und Verdeckungen für jede paarweise Kombination von Strukturen benötigt werden, müssten quadratisch statt linear viele Render-Passes durchgeführt werden. Diese Variante wäre also grob geschätzt solange günstiger, wie die Anzahl an Strukturen kleiner ist als das Verhältnis der Laufzeiten zwischen dem Herunterladen des z -Buffers von der Grafikkarte und einem einzelnen Render-Pass mit Pixelzählung.

Die sinnvollere Alternative besteht wohl aber darin, eine Multi-Pass-Rendering-Strategie ähnlich dem sogenannten *Depth-Peeling* [Everitt 2001] anzuwenden. Diese Technik wird üblicherweise eingesetzt, um Mehrfachtransparenzen in der Tiefe korrekt zu akkumulieren. Da der Effekt von Transparenzen nicht kommutativ, zugleich aber assoziativ ist, spielt die Reihenfolge ihrer Anwendung für ihre visuell korrekte Darstellung eine Rolle. *Depth-Peeling* löst dieses Problem durch multiple Rendering-Passes und geschickten Einsatz des Tiefenpuffers. Zunächst werden sämtliche Strukturen zusammen gerendert. In jedem Pixel ist dann das an dieser Stelle in Blickrichtung vorderste Fragment der Geometrie sichtbar, zu dem im Tiefenpuffer der zugehörige Tiefenwert steht. Mit jedem weiteren Rendering-Pass wird fortan für jeden noch nicht opaquen Pixel der zugehörige Tiefenwert als Nahgrenze verwendet und damit die jeweils aktuell oberste Schicht entfernt (engl: *to peel = schälen*), wodurch die nächst drunterliegende zum Vorschein kommt. In einem zweiten Buffer können dabei die transparenten Farbfragmente mit jeder Schicht sukzessive aufakkumuliert werden.

Dieses Prinzip lässt sich im Wesentlichen auch auf unser vorliegendes Problem übertragen. Allerdings interessiert uns hier in jedem neuen Rendering-Pass nicht das nächste dahinterliegende Fragment, sondern die nächste dahinterliegende noch nicht bereits zuvor gerenderte Struktur. Hierzu verwenden wir zwei Index-

Buffer. Der erste (ID_{front}) beinhaltet in jedem Rendering-Pass die ID der aktuell in Sichtrichtung vordersten Struktur. Der zweite (ID_{mask}) besitzt eine Bit-Tiefe von $b \geq n$ (also z. B. 16, 24 oder 32 Bit). Mit jedem neuen Rendering-Pass wird ein Fragment nur dann in den ersten Buffer (ID_{front}) geschrieben und der z-Buffer entsprechend aktualisiert, wenn es im aktuellen Pass an dieser Stelle den bis dato höchsten z-Wert hat und sein zugehöriges Bit im zweiten Buffer (ID_{mask}) nicht bereits gesetzt ist. Nach jedem Rendering-Pass laden wir uns jeweils den ersten der beiden Buffer (ID_{front}) herunter. Abbildung 6.7 stellt das gesamte Prinzip noch einmal schematisch dar.

Der Rest des Verfahrens funktioniert wieder wie in [Mühler 2010] ausführlich beschrieben. Der Unterschied besteht nun aber darin, dass einerseits die Tiefensortierung der durch die IDs referenzierten Strukturen pro Pixel bereits durch die Grafikkarte durchgeführt wurde. Andererseits werden dabei auch nur genau so viele Rendering-Passes vollzogen, wie unterschiedliche Strukturen hintereinander liegen. Das heißt, die Anzahl an benötigten Rendering-Passes pro Sichtpunkt wächst nicht mehr linear in der Anzahl an Strukturen, sondern lediglich in der durchschnittlichen Anzahl an Strukturüberlagerungen in Sichtrichtung. Räumlich stark verteilte kleine Strukturen (wie z. B. Lymphknoten) fallen hierbei selbst bei entsprechender Vielzahl kaum ins Gewicht. Insbesondere in solchen Fällen sind also massive Einsparungen in der Laufzeit zu erwarten.

Insgesamt kann gemittelt über alle Sichtpunkte von einem deutlich sublinearen bis logarithmischen Laufzeitverhalten in Abhängigkeit von der Anzahl an Strukturen ausgegangen werden. Eine exakte Quantifizierung der konkreten effektiven Einsparung ist zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch nicht möglich, da hierzu das komplexe Verfahren von [Mühler u. a. 2007] bzw. [Mühler 2010] zunächst hätte vollständig nachimplementiert werden müssen. Zudem betreffen diese Einsparungen die Phase der Vorverarbeitung, welche zumeist offline durchgeführt werden kann und in diesem Falle nicht auf dem kritischen Pfad des chirurgischen Workflows liegt.

6.6 Zusammenfassung und Ausblick

Dieses Kapitel hat sich mit der Bestimmung optimaler Sichtpunkte zur Betrachtung von Messergebnissen in chirurgischen 3D-Szenen befasst. Für ein existierendes Verfahren zur Sichtpunktbestimmung für segmentierte Strukturen wurden die Gründe identifiziert, die eine direkte Übertragbarkeit dieser Technik auf räumliche Maße bisher verwehrten. Zudem wurden Defizite einer von den Autoren vorgeschlagenen Speziallösung aufgezeigt, im Rahmen derer ihr Basisverfahren zur Sichtpunktbestimmung künstlich auf den Anwendungsfall der *kürzesten Abstände* zugeschnitten wurde.

Ausgehend von den Vorbetrachtungen wurde eine konzeptuelle Erweiterung des Basisverfahrens vorgeschlagen, die im Wesentlichen darin bestand, anstelle eines abstrakten räumlichen Maßes dessen konkrete szenische 3D-Repräsentation als

für die Sichtpunktbestimmung maßgebliche Informationseinheit anzusehen. Hierdurch wurde das Basisverfahren direkt auf beliebige räumliche Maße anwendbar, ohne dass diese hierzu semantisch modelliert werden müssten. Im Gegensatz zur Speziallösung können sie damit sogar komplett manuellen Ursprungs sein.

Um die prinzipielle Anwendbarkeit dieser Idee zu überprüfen, wurde die entwickelte Erweiterung des Basisverfahrens einem Proof-of-Concept unterzogen. Hierzu wurden Binaries des Original-Verfahrens benutzt, die von den Autoren bereitgestellt wurden. In der eigenen Planungssoftware (Kapitel 8) ermittelte Messergebnisse wurden zusammen mit den Segmentierungen in Form kompatibler Oberflächennetze exportiert und der Sichtpunktbestimmung als gleichwertige Strukturen zugeführt. Der ermittelte Sichtpunkt wurde anschließend zur Beurteilung wieder in die Planungssoftware übernommen. Für ausgewählte Maße wurden beispielhafte Ergebnisse präsentiert. Insgesamt bestätigte sich das Konzept.

Allerdings sind die durch den Arzt durchgeführten Vermessungen im Gegensatz zu den segmentierten Strukturen á priori nicht antizipierbar. Die technische Hürde zur praktischen Einsetzbarkeit der entwickelten Erweiterung lag darin, dass die für die Sichtpunktbestimmung benötigten Kennwerte zumindest für die räumlichen Maße erst zur Laufzeit ermittelt werden können. Es wurden Lösungen vorgestellt, dies durch Ausnutzung vorhandener GPU-Funktionalitäten effizient zu realisieren. Eine erste prototypische Umsetzung weist diesbezüglich bereits akzeptable Latenzzeiten auf, die die Möglichkeit eines künftigen praktischen Einsatzes versprechen. Ziel sollte sein, diese Implementierung weiter zu optimieren und vor allem die bisher noch fehlende gewichtete Summe der Pixelabstände zum Viewport-Zentrum noch GPU-seitig umzusetzen.

Optimierungsmöglichkeiten wurden abschließend auch für die Phase der Vorverarbeitung erörtert. Diese würden dabei nicht nur der vorgestellten Erweiterung, sondern bereits direkt dem Basisverfahren zugute kommen. Der genaue Umfang der hierfür effektiv erreichbaren Laufzeitersparnis wurde jedoch nicht näher untersucht. Dies könnte ebenfalls Thema weitergehender Arbeiten sein.

Die wohl spannendste Fragestellung wäre allerdings, welche Ergebnisse die Sichtpunktbestimmung im Falle von dynamischen Maßvisualisierungen produzieren würde. Im Zuge des Proof-of-Concept wurden vorgehensbedingt nur optimale Perspektiven auf feste Messergebnis-Darstellungen ermittelt. Bei dynamischen Maßvisualisierungen sollte die Sichtpunktbestimmung es erlauben, solche optimalen Perspektiven zu ermitteln, für die die beste Möglichkeit einer sichtabhängigen Darstellung bestehen würde. Beispiele hierfür wären die sich bzgl. der aktuellen Perspektive optimal positionierenden und orientierenden Dreifachmaße (vgl. Abschnitt 5.2), oder eine aus mehreren Möglichkeiten sicht- und verdeckungsabhängig automatisch gewählte Maßdarstellung, wie z. B. eine Innen- vs. Außenansetzung von Maßpfeilen (vgl. Abbildung 6.6). Der Kombination dieser beiden Konzepte verspricht ein interessantes Potential innezuwohnen. Dessen Untersuchung würde jedoch zwingend den originären Quellcode oder eine komplette Reproduktion des Basisverfahrens als Grundlage für dessen Erweiterung zu einem in sich geschlossenen Gesamtverfahren bedingen.

7

Unterstützung des chirurgischen Workflows durch räumliche Maße

In den zurückliegenden Kapiteln wurde ein Verfahren präsentiert, mit dem auf Basis vorhandener Segmentierungen verschiedenste räumliche Maße anatomischer Strukturen auf effiziente Weise automatisch berechnet werden können. Zudem wurden Konzepte vorgestellt, dem Chirurgen derartige Vermessungsergebnisse und ihre räumliche Einbettung im Kontext einer interaktiven drei- oder zweidimensionalen Szene auf leicht verständliche Weise visuell darzustellen. Diese Berechnung und Präsentation von Messergebnissen schafft Sicherheit und erleichtert ihm seine Arbeit im Rahmen chirurgischer Therapieplanung und Verlaufskontrolle. Sie stellt jedoch nur eine von vielen Möglichkeiten dar, den chirurgischen Alltag nachhaltig zu unterstützen.

Überall dort, wo Ergebnisse automatisch erhoben werden, ergibt sich die Frage, in welchem Umfang und auf welche Weise diese über eine reine Präsentation hinaus nachgenutzt werden können. Für räumliche Maße anatomischer und pathologischer Strukturen zeigt sich, dass diese an verschiedenen Stellen des klinisch-chirurgischen Workflows ([Kapitel 2](#)) eingesetzt werden könnten, um einen Beitrag zur Automatisierung ausgewählter Teilaspekte zu leisten. Hierbei ist es zum Teil auch gar nicht erheblich, ob der Messwert letztlich automatisch oder manuell erhoben wurde. Die erstgenannte Konstellation stellt jedoch das im Sinne des Gesamtkonzeptes interessantere Szenario dar.

Das folgende Kapitel soll sich anhand ausgewählter Anwendungsbeispiele mit der Unterstützung des chirurgischen Workflows durch (automatisierte) räumliche Maße beschäftigen. Zunächst wird in Abschnitt [7.1](#) erläutert, wie diese im Rahmen der Segmentierung und Modellgenerierung eingesetzt werden können, um beispielsweise Suchräume einzuschränken oder Oberflächenmodelle mit Blick auf die Erhaltung entscheidungsrelevanter Abstände differenziert zu glätten.

Der anschließende Abschnitt 7.2 befasst sich mit dem semantischen Tagging maligner Strukturen des Halses, mit besonderem Fokus auf deren Seitenlage. Es wird ein eigenes Verfahren vorgestellt, welches es ermöglicht, die ungefähre Lage der *Midsagittalebene* aus einer bezüglich ihr weitgehend symmetrischen Oberflächensegmentierung zu schätzen. Anschließend wird skizziert, wie Tumore und Lymphknoten im Rahmen einer räumlichen Analyse auf ihre dahingehende Seitenlage, aber auch weitere Größen- und Lage-Eigenschaften hin getaggt werden können.

Abschnitt 7.3 richtet den Blick über die bislang betrachteten statischen Maße hinaus. Anhand dreier Anwendungsbeispiele von der virtuellen Endoskopie bis hin zur minimal-invasiven Chirurgiesimulation werden Möglichkeiten zur Berechnung der entsprechenden dynamischen Abstandsmaße im Kontext der erhöhten Anforderungen dieser jeweiligen Szenarien besprochen. In diesem Zuge werden auch die Grenzen des in Kapitel 4 beschriebenen Ansatzes aufgezeigt.

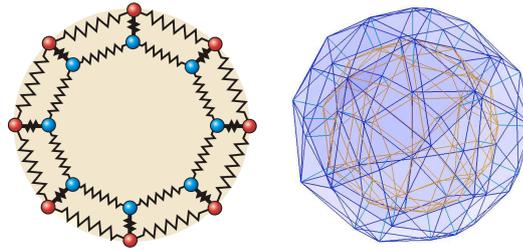
Abschnitt 7.4 befasst sich mit der Fragestellung, wie (automatisch oder manuell ermittelte) räumliche Maße und Lagebeziehungen den Chirurgen durch Teilautomatisierung einzelner Aspekte bei der Entscheidungsfindung unterstützen können. Am Beispiel der Tumor-Klassifikation im standardisierten TNM-Staging-System wird dargelegt, dass verschiedene relevante Informationen bereits vollautomatisch aus den Segmentierungen abgeleitet werden können. Zusammen mit ggf. weiteren manuell beigesteuerten Bewertungen wird für die Gesamtheit aller maßgeblichen Faktoren ein algorithmisches Schema präsentiert, welches eine korrekte TNM-Klassifikation mit dem Minimum an hierfür notwendigen Informationen garantiert. Abschnitt 7.5 fasst das Kapitel zusammen.

Aufgrund der Diversität der einzelnen Themen wird von einem eigenständigen Abschnitt zu verwandten Arbeiten abgesehen. Diese werden vielmehr in den einzelnen thematischen Abschnitten nach jeweils individuellem Bedarf beleuchtet.

7.1 Einbeziehung anatomischer Lagebeziehungen in der Segmentierung und Modellgenerierung

Dieser Abschnitt setzt sich mit der Frage auseinander, inwieweit räumliche Maße, welche ihrerseits auf Basis vorhandener Segmentierungen ermittelt werden, direkt in den Prozess der Segmentierung und Modellgenerierung zurückfließen und dort ausgenutzt werden können. Zunächst wird am Beispiel der automatischen Lymphknotensuche der Möglichkeit nachgegangen, anhand von Abständen zu Referenzstrukturen den Suchraum eines vollautomatischen Segmentierungsverfahrens zu reduzieren. Anschließend wird beleuchtet, wie kürzeste Oberflächenabstände zwischen pathologischen und Risikostrukturen gezielt berücksichtigt werden können, sodass entscheidungsrelevante Abstände im Zuge einer Modellglättung erhalten bleiben.

Abbildung 7.1: Stabiles Feder-Masse-Modell zur Lymphknotensegmentierung. *Links:* Schemadarstellung der zwei Schalen von Intensitätssensoren (innen) und Kantensensoren (außen) *Rechts:* Visualisierung des Basis-Modells im Initialzustand. (© Mit freundlicher Genehmigung von Lars Dornheim)



Gleichwohl beide Verfahren in erster Linie die Leistungen der jeweiligen Hauptautoren darstellen, sollen sie uns als Beispiele dienen, um einerseits den Nutzen automatischer räumlicher Maße zu unterstreichen und andererseits die Eignung oder auch Nicht-Eignung des in Kapitel 4 vorgestellten generischen Verfahrens für das konkrete Anwendungsszenario zu hinterfragen.

7.1.1 Suchraumreduktion für ein vollautomatisches Verfahren zur Segmentierung regionärer Lymphknoten

Für die Befundung und Therapieplanung tumoröser Erkrankungen im Kopf-Hals-Bereich stehen aus makroskopischer Sicht neben der primären Tumorpathologie und den angrenzenden Risikostrukturen vor allem die regionären Lymphknoten im Fokus der Betrachtungen. Hintergrund ist, dass sich bei einem Ausstreuen des Tumors dessen lokale Metastasen bevorzugt in eben diesen kleinen Strukturen bilden. Ihre Bewertung nimmt einen nicht unerheblichen Anteil in der Gesamtbeurteilung des Krankheitszustandes und seiner weiteren Prognose ein und hat maßgeblichen Einfluss bei der Abwägung der Therapieoptionen.

Die Analyse sämtlicher Lymphknoten kann sich jedoch als sehr aufwendiger Prozess darstellen, da bisweilen über 50 Exemplare teils einzeln in Augenschein genommen und befundet werden müssen. Neben einer möglichen zentralen Nekrose oder ausgeprägten (Neo-)Vaskularisation¹ stellen ein erhöhter Durchmesser², eine rundliche Form, sowie die topografische Lage zu Nachbarorganen weitere wichtige Bewertungskriterien dar. Für die profunde Beurteilung der Gesamtsituation kann sich eine dreidimensionale Visualisierung und Quantifizierung als sehr hilfreich erweisen. Dies erfordert jedoch eine vorherige Segmentierung.

Automatische Lymphknotensegmentierung und -lokalisierung

Zu diesem Zweck haben [Dornheim u. a. 2006b] ein robustes modellbasiertes Verfahren entwickelt, welches eine effiziente Segmentierung von Lymphknoten in CT-Daten selbst im Falle ihrer Nekrosität [Dornheim und Dornheim 2009] ermöglicht. Mit einer präferiert kugelförmigen Gestalt als kodiertem Formwissen strebt das zugrundeliegende *Stabile Feder-Masse-Modell* (Abbildung 7.1) in seiner lokalen Umgebung nach passenden Intensitäten und Gradienten im Datensatz.

¹meist nur mit Kontrastmittel bzw. im Rahmen einer CT-Angiographie sichtbar

²Eine Größe von mehr als 1cm wird als suspekt definiert.

Für eine erfolgreiche Adaption muss das Initialmodell lediglich grob innerhalb des Lymphknotens platziert werden, die anschließende Modell-Anpassung (d. h. der eigentliche Segmentierungsprozess) benötigt dann weniger als 1s.

Selbst mit der hierdurch verfügbaren robusten 1-Klick-Segmentierung würde allein die manuelle Lokalisation aller Lymphknoten weiterhin viel Zeit und ein hohes Maß an Konzentration erfordern. Abgesehen von der reinen Anzahl sind Lymphknoten mit ihrer Kugelform erst beim Schichtwechsel von anderen ähnlich runden Strukturen wie z. B. Blutgefäßen unterscheidbar. Zudem können insbesondere kleinere Exemplare leicht übersehen werden, bei denen eine Malignität zwar deutlich unwahrscheinlicher ist, aber dennoch gegeben sein kann.

Eine entsprechende Erweiterung dieses Verfahrens zur komplett vollautomatischen Suche und Segmentierung normaler wie pathologischer Lymphknoten in CT-Daten wird in [Dornheim u. a. 2010] beschrieben. Hierzu werden entlang eines Grids über den Datensatz gleichmäßig verteilt Lymphknotenmodelle multipler Initialgröße platziert und an diesen Kandidatenpositionen anschließend parallel simuliert. Anhand der modelleigenen Quality-of-Fit [Dornheim 2008] kann das Ausbleiben einer beginnenden Adaption des Modells an die Daten meist schon frühzeitig erkannt und der Kandidat verworfen werden. Dennoch ergibt sich aufgrund der engmaschigen Abdeckung des Datensatzes mit Modellen zunächst ein erheblicher Gesamtaufwand für die Suche.

Räumliche Eingrenzung des Suchraumes

Um den Suchaufwand zu reduzieren, muss die zu explorierende Suchregion möglichst sinnvoll räumlich eingeschränkt werden. Hierzu lassen sich sowohl physiologische Eigenschaften als auch anatomische Lagebeziehungen ausnutzen.

Als einfachste Maßnahme kann der Datensatz auf eine spezifische Auswahl relevanter ROIs begrenzt werden. Als Orientierung mögen hierzu die jeweiligen anatomischen Lymphknoten-Level (Abbildung 2.12b in Kapitel 2) dienen. In [Dornheim u. a. 2010] wurden manuell vier ROIs festgelegt, welche in summa rund 10% des Datensatzes (7,0 von 68,7 Mio Voxel) abdeckten. Eine automatisierte Definition wäre aber anhand spezifischer (automatisch oder manuell bestimmter) Landmarken³ bzw. eines generell atlas-basierten Ansatzes ebenfalls vorstellbar.

Hinsichtlich der durch die Bildgebung abgebildeten physiologischen Eigenschaften lassen sich die möglichen Kandidatenregionen auf einen bestimmten Grauwertbereich einschränken. Durch den klinischen Partner wurde empirisch ein Intervall zwischen 10 und 110 HU als für Lymphknoten typisch ermittelt, welches mit linear abfallender Wichtung zu einem um 50% vergrößerten Intervall von -15 bis 135 HU als Korridor zugrunde gelegt wurde.

Neben den beiden genannten Aspekten kann aber vor allem die relative Lage zu etwaig vorhandenen Segmentierungen gleich in zweierlei Form behilflich sein, den Suchraum noch weiter räumlich einzugrenzen. Zunächst stellt jede als eigenständige anatomische Struktur gesicherte Segmentierung innerhalb der von

³z. B. im Bereich des Zungenbeins und Ringknorpels

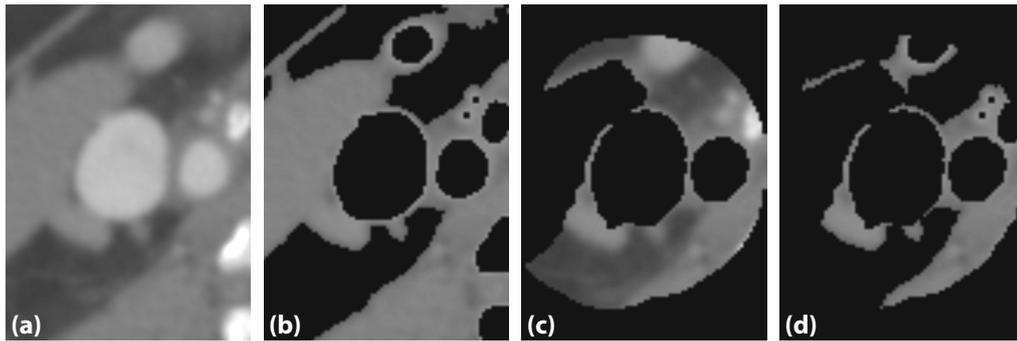


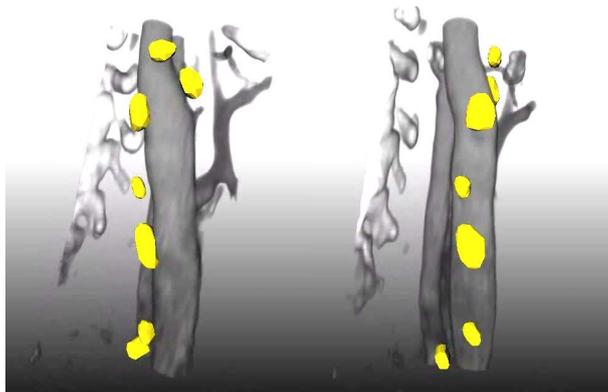
Abbildung 7.2: Erstellung der räumlichen Erwartungskarte. **(a)** Ausschnitt der originalen CT-Schicht. **(b)** Aus dem für Lymphknoten typischen Grauwertbereich abgeleitete *physiologische Erwartungskarte*. **(c)** Aus den Segmentierungen (*V. jugularis*, *A. carotis*, *M. sternocleidomastoideus*) durch Vorbelegung und Abstand abgeleitete *anatomische Erwartungskarte*. **(d)** Aus (b) + (c) gewonnene *Fusionierte Erwartungskarte*. (Quelle: [Dornheim u. a. 2010]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

ihr eingenommenen räumlichen Grenzen ein natürliches Ausschlusskriterium für andere anatomische Strukturen dar. Darüber hinaus treten Lymphknoten im Wesentlichen in direkter Nähe zu bekannten anatomischen Strukturen auf, deren Segmentierung helfen würde, den Suchraum gezielt auf ihre jeweilige lokale Umgebung einzugrenzen. Im Kopf-Hals-Bereich wären hier vor allem die *V. jugularis* und *A. carotis*, der *M. sternocleidomastoideus* sowie der Unterkiefer (*Mandibula*) zu nennen, welche in [Dornheim u. a. 2010] durch die Hauptautoren für beide Kriterien entsprechend herangezogen wurden.

Zur Abstandsbestimmung beliebiger Voxel zu diesen Segmentierungen könnte nun das in Kapitel 4 vorgestellte Verfahren direkt verwendet werden. Jedoch wird dessen Flexibilität durch eine erhöhte Laufzeit erkauft, welche zwar für die bisher betrachteten Einzelanfragen vernachlässigbar war, die aber für die Masse an parallel simulierten Lymphknoten-Modellen und die Menge an Abstandsanfragen jeder einzelnen Simulation einen klaren Flaschenhals darstellt. Der testweise Einsatz des generischen Verfahrens durch den Autor dieser Dissertation erwies sich im Vergleich zur nachfolgenden Lösung um mehr als zwei Größenordnungen langsamer und wurde daher für diese Anwendung nicht weiter verfolgt.

Für die vorliegenden Rahmenbedingungen einer statischen Szene, fixen Referenzstrukturen, festem Anfragemuster und bekannten diskreten Positionen sowie der hohen Anzahl an erwarteten Anfragen empfiehlt es sich letztlich, die Abstandsinformationen vollständig vorzuberechnen. Da das eigentliche Segmentierungsverfahren auf Grauwert-Voxeldaten agiert, wurden in [Dornheim u. a. 2010] zur räumlichen Eingrenzung der Suchregion durch den Hauptautor zur jeweiligen ROI identisch dimensionierte statische *Erwartungskarten* generiert. Für jedes einzelne Kriterium gibt der in der zugehörigen Erwartungskarte pro Voxel hinterlegte Wert das individuelle Maß an, inwieweit an dieser Position mit einem Lymphknoten gerechnet wird. Diese verschiedenen Erwartungskarten werden daraufhin zu einer gemeinsamen fusioniert (Abbildung 7.2), welche den final eingeschränkten Suchraum für den globalen Suchalgorithmus definiert.

Abbildung 7.3: Visualisierung der Segmentierungsergebnisse am Beispiel der Region rund um die V. jugularis. (Quelle: [Dornheim u. a. 2010]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)



Ergebnisse und spätere Nachbewertung

Abbildung 7.3 zeigt das Ergebnis des vollautomatischen Verfahrens zur Lokalisierung und Segmentierung von Lymphknoten [Dornheim u. a. 2010] am Beispiel der Region rund um die V. jugularis. Für diese ROI mit einer Größe von $80 \times 113 \times 233$ Voxeln wurden 28s benötigt. Für alle vier untersuchten CT-Ausschnitte etwa gleicher Größe benötigte das Verfahren insgesamt 2min Berechnungszeit und zeigt sich damit durchaus geeignet für den Einsatz in der computergestützten präoperativen Interventionsplanung. Innerhalb der genannten Laufzeit konnten sämtliche 29 Lymphknoten erfolgreich lokalisiert und segmentiert werden, 9 weitere Treffer erwiesen sich jedoch als unzutreffend⁴. In den meisten Fällen handelte es sich dabei um ein nicht mit segmentiertes Blutgefäß (6x) bzw. Platysma (2x).

Um derlei Situationen á posteriori zu adressieren, wurde das in Kapitel 8 noch vorzustellende Planungs- und Dokumentationssystem für die HNO-Chirurgie durch den Autor dieser Dissertation mit der Funktionalität ausgestattet, die vorhandene Menge an segmentierten Lymphknoten noch einmal nachträglich zu filtern (Abbildung 7.11). Sollten Anpassungen oder Ergänzungen an den Segmentierungen des 3D-Befundes vorgenommen worden sein, so können auf Basis der veränderten Falldaten potentiell widersprüchliche Lymphknoten identifiziert werden.

Hierzu kann der Nutzer in einem entsprechenden Dialog je nach Wunsch *Ausschlussstrukturen* (standardmäßig alle Nicht-Lymphknoten) und/oder *Bezugsstrukturen* definieren, sowie für letztere einen zulässigen Maximalabstand. Alle Lymphknoten, die entweder eine der Ausschlussstrukturen schneiden oder aber nicht innerhalb des Maximalabstandes um eine der Bezugsstrukturen sind, werden in einen separaten Teil des anatomischen Strukturbaums verschoben. Hierzu werden nun allerdings keine Erwartungskarten eingesetzt, da die Randbedingungen (Auswahl der Strukturen und des Abstandes) flexibel angepasst werden können sollen. Stattdessen wird das in Kapitel 4 vorgestellte Verfahren verwendet. Dabei wird für jeden Lymphknoten genau eine „Kürzester Abstand“-Anfrage gegenüber der Gruppe an Ausschlussstrukturen sowie eine zweite gegenüber der Gruppe an Bezugsstrukturen gestellt.

⁴Im Vergleich zur manuellen Experten-Suche [Schreyer u. a. 2005] und insbesondere alternativen automatisierten Ansätzen wie [Kitasaka u. a. 2007] darf eine Falsch-Positiv-Rate von 31% jedoch als vergleichsweise gering eingeschätzt werden.

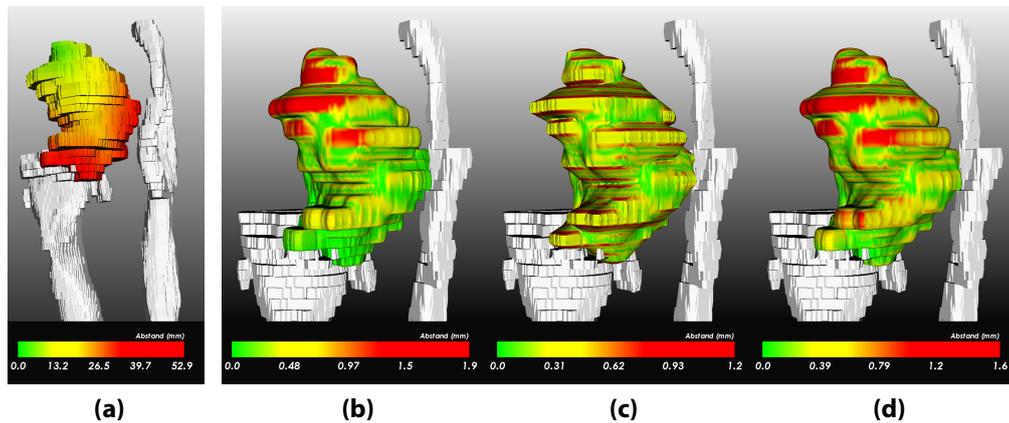


Abbildung 7.4: Abstandsabhängige Modellglättung. **(a)** Stufenartefakte und farbliche Abstandskodierung des Tumors zur Risikostruktur (V. jugularis). **(b)** Uniforme Laplace-Glättung **(c)** Laplace-Glättung mit Vertex-Positionsbeschränkung **(d)** Abstandsabhängige Glättung nach [Mönch u. a. 2010]. (© Mit freundlicher Genehmigung von Tobias Mönch)

7.1.2 Abstandsabhängige Modellglättung

Wie in [Kapitel 3](#) bereits ausgeführt, werden Oberflächenmodelle bisweilen direkt vom jeweiligen Segmentierungsverfahren selbst bereitgestellt, zumeist aber aus deren Binärsegmentierungen gewonnen. Aufgrund des originären Voxelcharakters führt dies zu entsprechenden Artefakten, vor allem im Falle sehr anisotroper Schichtung ([Abbildung 7.4a](#)). Im Rahmen der Mesh-Generierung adressieren einige Verfahren derartige Artefakte bereits ihrerseits gezielt, z. B. durch trilineare Interpolation, adaptive Netzverfeinerung oder iterative Zwangsrelaxation (Precise Marching Cubes [[Allamandri u. a. 1998](#)], Dual Marching Cubes [[Nielson 2004](#)], Constrained Elastic Surface Nets (CESN) [[Gibson 1998](#)]).

In anderen Fällen werden Meshes nachträglich geglättet, um Rauschen, Plateaus, Stufen oder andere Artefakte, die aus der begrenzten Auflösung oder Schichtdicke resultieren, zu eliminieren oder zumindest zu reduzieren (z. B. Laplace Filter, Mean Curvature Flow [[Desbrun u. a. 1999](#)]). Ziel ist dabei meist, korrespondierende Oberflächenmodelle zu erhalten, die allgemein visuell ansprechender sind, der natürlichen Anatomie näher kommen oder sich für eine konkrete Art der Nachnutzung, wie z. B. Simulation oder Rapid Prototyping, entsprechend besser eignen [[Mönch u. a. 2011](#)].

Ohne Vorkehrungen führt die Mesh-Glättung jedoch häufig zu einer Volumenverringering sowie einem Verlust von Features. Spezialisierte Methoden, wie z. B. *Laplace+HC* [[Vollmer u. a. 1999](#)] oder *Discrete Surface Signals* [[Taubin 1995](#)], versuchen dem mit einem zusätzlichen Korrekturschritt entgegenzuwirken, der die Vertices in Richtung ihrer alten Position zurückverschiebt. Neben diesen Methoden, die feste Glättungsparameter auf ein Mesh anwenden, gibt es weitere Verfahren, die die Glättung z. B. in Abhängigkeit von erkannten Features [[Huang und Ascher 2008](#)] oder lokaler Mesh-Dichte [[Bajaj und Xu 2001](#)] anpassen.

All diese Ansätze fokussieren jedoch auf einzelne Strukturen, ohne deren jeweilige räumliche Verhältnisse zu benachbarten Strukturen zu berücksichtigen. Gerade diese sind in bestimmten Planungsszenarien jedoch wesentlich. Wenn durch eine Mesh-Glättung die Oberflächenmodelle zwar ihr Volumen beibehalten haben, ein maßgeblicher Abstand zwischen einer pathologischen und einer Risikostruktur sich in diesem Zuge aber verändert hat oder gar eine Infiltration eliminiert wurde, dann kann dies eine kritische Grundlage für die Therapieplanung darstellen.

Um dieses Problem sich verändernder Strukturabstände zu adressieren, wurde in [Mönch u. a. 2010] ein Ansatz vorgestellt, der das spatiale Verhältnis einer Struktur zu ihrer Umgebung als Zusatzinformation in den Glättungsprozess integriert. Konkret wurde am Beispiel des Laplace-Filters ein zusätzliches Gewicht im Intervall $[0..1]$ eingebracht, welches für jeden Vertex ein Maß für die Aufrechterhaltung des Abstandes zu ein oder mehreren wichtigen Kontextstrukturen widerspiegelt. Die Vertex-Struktur(gruppen)-Abstände wurden dabei mit dem vom Autor dieser Dissertation entwickelten generischen Verfahren aus Kapitel 4 bestimmt.

Im Ergebnis konnten Mesh-Glättungen erzielt werden, welche einerseits in weiten Bereichen visuell ansprechend waren, zugleich aber in kritischer werdenden Bereichen zunehmend die Aufrechterhaltung der originären Abstandsmaße forcierten und damit die Einsatzfähigkeit der Modelle für essentielle Planungsfragen garantierten (Abbildung 7.4).

7.2 Semantisches Tagging maligner Halsstrukturen

Für die Beurteilung von Tumoren der Kopf-Hals-Region spielt neben Kriterien wie Größe, Infiltration und anatomischem Bezirk vor allem auch die Seitenlage des Tumors in Relation zu der seiner lokalen Metastasen (in Form befallener regionaler Lymphknoten) eine wichtige Rolle. Da diese sogenannte *Lateralität*⁵ des Lymphknotenbefalls (siehe Abbildung 7.5) entscheidenden Einfluss auf die Behandlungsmöglichkeiten hat, ist sie insbesondere im Rahmen des Tumor-Stagings (TNM-Klassifikation [UICC 2009]) explizit zu bewerten. Differenziert wird der Befall hierzu in die Varianten *ipsilateral* (gleichseitig), *kontralateral* (gegenüberliegend), *unilateral* (lediglich einseitig, entweder ipsi- oder kontralateral), sowie *bilateral* (beidseitig).

Eine automatische Sondierung der Seitenlage kann das Tumor-Staging also stark beschleunigen. Hierzu genügt oftmals bereits eine einigermaßen gute Schätzung zur Lage dieser Ebene, um in vielen Fällen die Seitigkeiten von Tumor und Lymphknoten vollautomatisch ermitteln zu können. Natürlich lässt sich nach diesem Prinzip ganz allgemein für beliebige segmentierte anatomische bzw. pathologische Strukturen deren Seitigkeit bestimmen. Der konkrete Anwendungsfall des

⁵Unter *Seitenlage* wollen wir nachfolgend die Lage relativ zur gedachten Mittelebene verstehen, d. h.: *rechts* (*dextral*), *links* (*sinistral*) oder *mittig* (*medial*). Mit dem Begriff *Seitigkeit* bzw. *Lateralität* wollen wir dagegen ausschließlich die Relation der Seitenlage(n) der Lymphknoten im Bezug zu jener des Tumors bezeichnen.

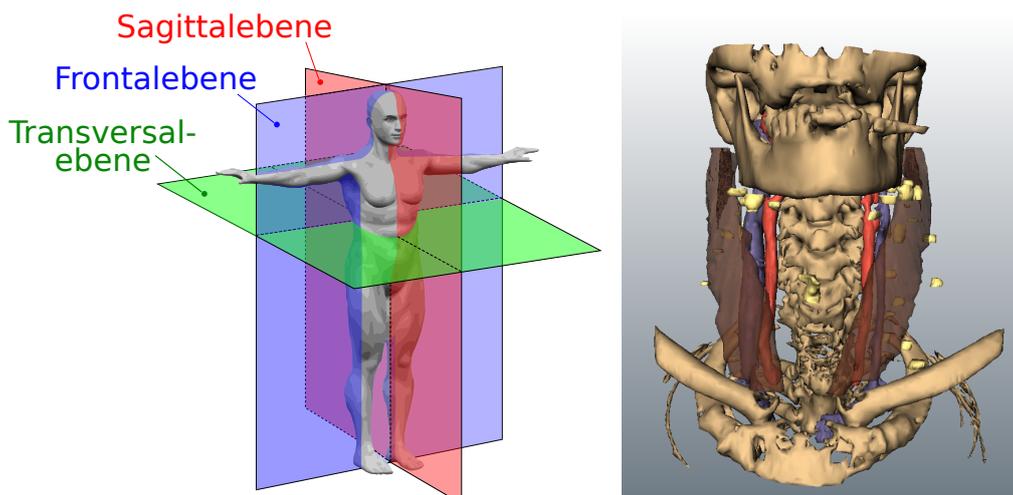


Abbildung 7.5: Links: Die Midsagittalebene (rot) teilt den Körper in eine ungefähr symmetrische linke und rechte Hälfte (angepasste Darstellung, (Quelle: [Wikimedia Commons #4]. © Benutzer: TomCatX / CC-BY-SA-3.0). Rechts: Anhand überwiegend symmetrischer Strukturen, wie den Knochen, sollte sich ihre ungefähre Lage abschätzen lassen. Diese wiederum würde eine automatische Ermittlung der Seitenlage anderer anatomischer Strukturen ermöglichen. Besondere Relevanz kommt dieser Eigenschaft im Rahmen des Tumor-Stagings zu, für welches die Seitenlage des Tumors (mittig im Bild) sowie befallener regionaler Lymphknoten (links- und rechtsseitig im Bild) relativ zueinander bewertet werden müssen.

Tumor-Stagings soll jedoch für die nachfolgenden Betrachtungen im Fokus stehen. Ausgehend von Vorarbeiten Dritter wurde in [Rössling u. a. 2010b] ein angepasstes Verfahren zur Schätzung der Lage und Ausrichtung der Midsagittalebene (MSE) basierend auf Oberflächennetzen vorgestellt. Dieses soll nachfolgend beschrieben werden, bevor anschließend sein Einsatz zur automatischen Seitenlagenbestimmung segmentierter Tumore und Lymphknoten erläutert wird.

7.2.1 Verwandte Arbeiten zur Symmetrieschätzung

In der einschlägigen Literatur zur allgemeinen und medizinischen Bildverarbeitung wurde die Frage der Bestimmung von Symmetrien bzw. Symmetriegraden schon häufiger aufgegriffen. Im medizinischen Kontext stand dabei hauptsächlich das Gehirn im Zentrum des Interesses. Eine gute Übersicht zu diesem Thema bieten [Prima u. a. 2002] sowie [Tuzikov u. a. 2003].

Für die Bestimmung einer derartigen Symmetrieebene können allgemein zwei Strategien unterschieden werden, die sich aus ihrer gleichzeitig anatomischen wie symmetrischen Natur ergeben. Zum Einen kann eine Suche nach Landmarken oder anderen morphologischen Merkmalen mit anschließendem Fitting durchgeführt werden. Mittels Hough-Transformationsprinzip wird so z.B. in [Brunner 1991] der Interhemisphärenspalt detektiert. Derartige Verfahren zeigen sich äußerst robust gegen starke Asymmetrien.

Zum Anderen kann das Ziel auch in der Ermittlung einer Ebene liegen, die ein geeignetes Symmetriekriterium weitestgehend maximiert. Typische Ansätze sind

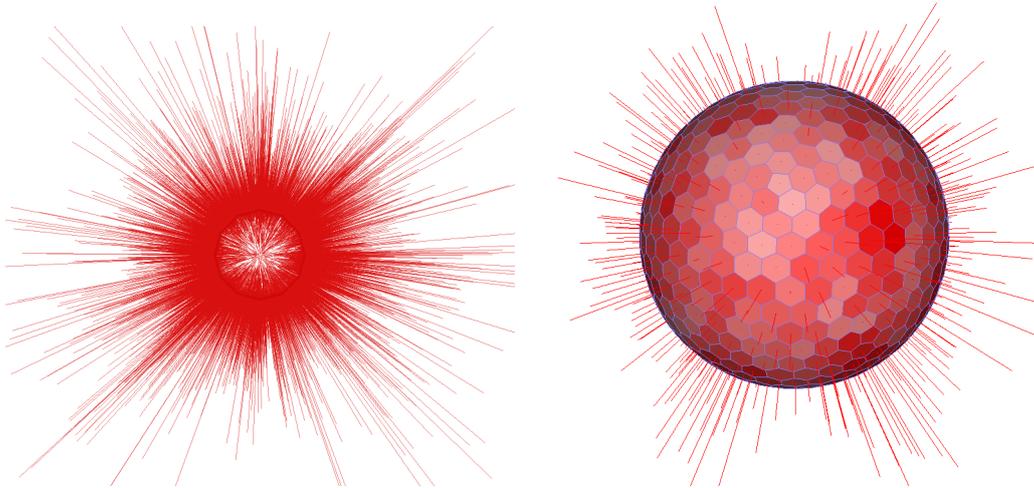


Abbildung 7.6: Links: Dreidimensionales Extended Gaussian Image (3D-EGI) für das Oberflächennetz der Knochenstrukturen aus Abbildung 7.5. Rechts: Zugehöriges 3D-Orientierungshistogramm (3D-OHI). Um den unterschiedlichen Sichtwinkeln auf die einzelnen Zellen gerecht zu werden, wurde der Wert des Bins auf duale Weise kodiert: in der Länge der aus der Zelle emporstehenden Nadel, sowie in Farbe ihrer Fläche. (Quelle: [Rössling u. a. 2010b]. © Eurographics Association 2010. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Eurographics Association)

die Durchführung einer nicht-rigiden Registrierung eines (3D-)Datensatzes gegen sein Spiegelbild [Prima u. a. 2002] oder die Maximierung der Kreuz-Korrelation unter Rotation und Translation [Liu u. a. 2001]. Auch Histogramme fanden bisweilen als maßgebliches Kriterium Anwendung [Mancas u. a. 2005]. Alternative Methoden reichen von statistischen Maßen [Thirion u. a. 1998] über algebraische Ansätze [Keller und Shkolnisky 2004] bis hin zu sogenannten *generalisierten Symmetrietransformationen* [Reisfeld u. a. 1995] sowie *Symmetrie-Deskriptoren* [Kazhdan u. a. 2003]. In all diesen Fällen dienten jeweils direkt die Intensitäts- oder Kantenbilder als Datengrundlage.

Die Idee, Symmetrien im (2D-)Bildraum anhand von analogen Symmetrien im Gradienten-Histogramm zu identifizieren, wurde erstmalig in [Sun 1995] präsentiert. Im optimalen Falle vollständiger reflektiver Symmetrie wäre die Spiegelachse des Originalbildes zugleich eine Spiegelachse im (zirkulären) Winkelhistogramm der Gradienten. Entlang dieser Symmetrieachse müssten die beiden Hälften des Winkelhistogramms einander entsprechen. Ein Least-Squares-Fitting des Histogramms mit seinem schrittweise rotierten Spiegelbild sollte demnach umgekehrt eine gute Näherung der Orientierung der Spiegelachse liefern.

Das grundsätzliche Prinzip lässt sich nicht nur auf die dritte Dimension erweitern, sondern prinzipiell auch auf Meshes übertragen. [Sun und Sherrah 1997] diskutieren diese Anwendungsfälle beispielhaft, jedoch betrachten sie dabei die Qualität oder Verwertbarkeit des Ergebnisses (im Sinne der ermittelten Symmetrieebene) nicht noch einmal näher im Anschluss. Ihr Ansatz schien jedoch mit Blick auf das eingangs beschriebene Anliegen hinreichend geeignet, um die ihm zugrundeliegende Idee aufzugreifen und gezielt auszubauen.

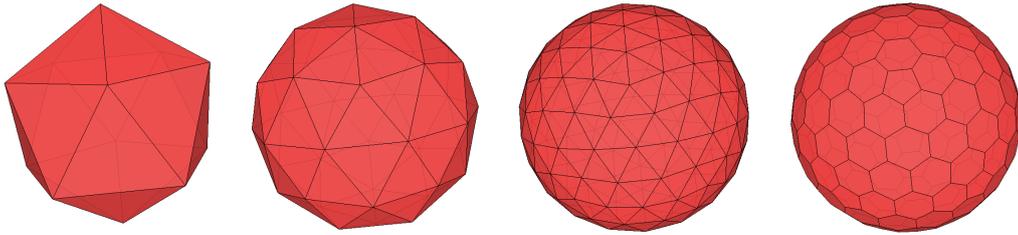


Abbildung 7.7: Tesselierung der Einheitskugel zur Generierung der Bins eines sphärischen 3D-OHI. Von links nach rechts: Initialer Ikosaeder. Zwischenergebnis nach der ersten bzw. zweiten Rekursion. Ergebnis nach Verbindung der Mittelpunkte aller paarweise benachbarten Dreiecke zu Hexagons und Pentagons. (Quelle: [Rössling u. a. 2010b]. © Eurographics Association 2010. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Eurographics Association)

7.2.2 Symmetrieebenenschätzung nach Sun u. a.

Um die Orientierung der Symmetrieebene zu ermitteln, tragen [Sun und Sherrah 1997] zunächst die Flächennormalen des Oberflächennetzes auf der Einheitskugel ab. Wegen der nicht zwingend homogenen Vernetzung wird jede der Normalen dabei mit dem korrespondierenden Flächeninhalt gewichtet. Es entsteht das sogenannte „*Extended Gaussian Image*“ (EGI), welches anschließend zu einem 3D-Orientierungshistogramm diskretisiert wird (Abbildung 7.6). Diese Diskretisierung wird erreicht durch Tesselierung der Einheitskugel durch ein konvexes Polytop mit der entsprechend gewünschten Auflösung. Jede seiner Seitenflächen bzw. Zellen korrespondiert dann mit genau einem Bin des Histogramms. Der Wert eines einzelnen Histogramm-Bins ergibt sich dabei aus der Summe der Einzellängen aller Vektoren des EGI, die in diese Zelle fallen.

Für die Verwendung als 3D-Orientierungshistogramm ist es wichtig, möglichst identisch geformte Flächen für alle Bins zu erhalten. Möchte man die Symmetriesuche ähnlich effizient wie im 2D-Fall durchführen, nämlich durch Vergleich des Histogramms mit seinem kanonisch rotierten Spiegelbild, so müsste das 3D-Histogramm zudem bezüglich jeder Kombination zweier beliebiger Bins spiegelsymmetrisch sein. Diese Eigenschaften erfüllen jedoch nur die fünf platonischen Körper⁶ [Glaeser und Polthier 2014]. Alle anderen Polyedern sind nicht bezüglich aller Facetten-Kombinationen selbstsymmetrisch. Für diese nicht-symmetrischen Paarungen müsste entweder

- der Abbildungsfehler akzeptiert werden,
- das 3D-Histogramm aus dem EGI neu berechnet werden oder
- sie als mögliche Symmetriekandidaten verworfen werden.

Der Ansatz von [Sun und Sherrah 1997] fällt in die erstgenannte Kategorie. Für eine weitgehend gleichmäßige Facettierung unterteilen sie rekursiv die Dreiecksflächen eines Ikosaeders (Abbildung 7.7). Um für die Symmetriesuche den Berechnungsaufwand gering zu halten und nicht alle Paarungen von Facetten untersuchen zu müssen, schränken sie den Suchraum massiv ein. Hierzu führen sie eine PCA

⁶ das regelmäßige Hexaeder, Tetraeder, Oktaeder, Ikosaeder und Dodekaeder

auf den Eckpunkten des Oberflächennetzes durch und reduzieren die globale Symmetrie-Suche im 3D-Orientierungshistogramm auf eine lokale Suche in der direkten Umgebung der drei Hauptachsen. Dieser Schritt ist dadurch motiviert, dass im (optimalen) Falle perfekter Symmetrie eines Körpers zwei Eigenschaften gelten [Minovic u. a. 1992]:

- Jede Symmetrieebene eines Körpers ist orthogonal zu einer der Hauptachsen.
- Jede Symmetrieachse eines Körpers ist zugleich eine Hauptachse desselbigen.

Konkret untersuchen [Sun und Sherrah 1997] für jede Hauptachse die zugehörige Zelle sowie deren 5–6 Nachbarn. Insgesamt werden 18–21 Ebenen bzgl. ihrer Eignung als Symmetrieebene bewertet. Um ein ausgewähltes Bin auf seinen Symmetriegrad hin zu testen, wird das Histogramm an der Ebene gespiegelt, die orthogonal zur Flächennormale des Bins steht. Die Richtungen der Bins dieses Spiegel-Histogramms fallen dann in entsprechende Bins des Original-Histogramms. Für diese Korrespondenz wird die Korrelation der Bin-Werte berechnet.

7.2.3 Eigener Ansatz zur Symmetrieebenen-schätzung

Der Ansatz von [Sun und Sherrah 1997] weist verschiedene Probleme unterschiedlicher Kritikalität auf:

1. Für das Orientierungshistogramm werden die Flächennormalen des Oberflächennetzes herangezogen. Bei medizinischen Segmentierungen können diese jedoch starke Häufungen aufweisen, die sich nachteilig auswirken können. Werden diese z. B. mittels *Marching Cubes* aus Binärdaten gewonnen, können die 256 verschiedenen Konfigurationen lediglich in einer Handvoll fester Ausrichtungen jeder Flächennormle resultieren.
2. Die von [Sun und Sherrah 1997] durchgeführte PCA basiert auf den Eckpunkten des Meshes und ist damit sensitiv gegenüber stark inhomogenen Punktdichten. Bis auf Extremfälle ist diese Abweichung jedoch i. A. vergleichsweise marginal.
3. Aufgrund seiner geometrischen Form gelangt das Histogramm bei den von [Sun und Sherrah 1997] durchgeführten Spiegelungen nicht wieder in vollständiger Überlagerung zu sich selbst. Bei der Abbildung der Bin-Werte vom Originalhistogramm zum Spiegelbild im Zuge des Matchings erhalten einige der Ziel-Bins sogar überhaupt keine Beiträge, andere dagegen gleich mehrere (Abbildung 7.8).
4. Insgesamt werden je nach Ausrichtung der Hauptachsen nur zwischen 18 und 21 Ebenen getestet. Zudem bestimmt die Auflösung, mit der die Einheitskugel für das Histogramm tesseliert wurde, maßgeblich den Winkel, den die Normalen dieser Kandidaten-Ebenen zueinander aufweisen. Ausgehend von den Abbildungen ihres Artikels lässt sich annehmen, dass ein Subdivision-Level von 3 benutzt wurde (Abbildung 7.6). Für diese Konstellation ergäbe sich ein Unterschied von etwa 7.9° für die Richtungen zweier adjazenter Bins. Alle anderen Winkel bleiben unberücksichtigt.

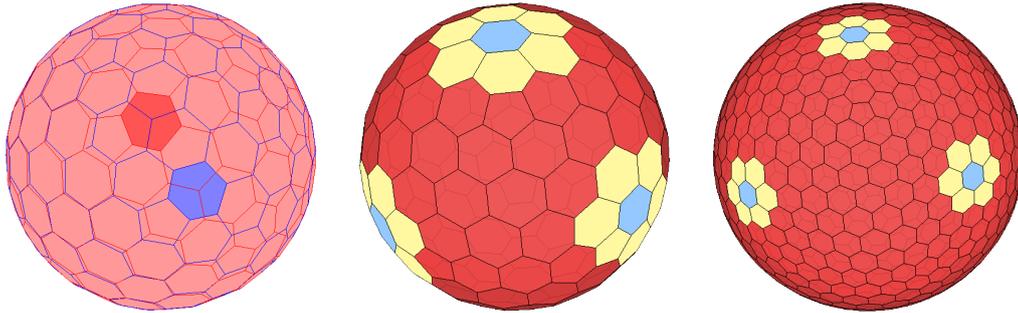


Abbildung 7.8: Symmetriestimmung auf Basis des 3D-Orientierungshistogramms nach [Sun und Sherrah 1997]. Links: Visuelle Verdeutlichung des semantischen Fehlers beim Matching der Bins (Quelle: [Rössling u. a. 2010b]. © Eurographics Association 2010. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Eurographics Association). Rote Kanten markieren die Bins des originalen Histogramms, blaue die nach Spiegelung an der zu einer ausgewählten Zelle gehörenden Spiegelebene. Dunkelrot markiert ist ein Bin, welches von keinem der gespiegelten Bins einen Beitrag erhält, blau ein gespiegeltes Bin, welches seinem Ziel-Bin im Original-Histogramm einen zweiten Wert beisteuert. Mitte & Rechts: Als Symmetrieebenen-Kandidaten werden lediglich die Bins der drei Hauptachsen sowie ihre Nachbarn betrachtet. Deren Normalen-Winkel zueinander verjüngen sich zudem mit zunehmender Auflösung.

5. Vor allem aber führen [Sun und Sherrah 1997] keine Art von Normalisierung der Datenausrichtung auf der Eingabe, dem EGI oder auch dem Orientierungshistogramm durch. Die Güte, die für die Spiegelebene letztlich erreicht werden kann, ist damit implizit abhängig von der Orientierung der Eingabedaten. Da die Kandidaten auf die fixierten Richtungen besagter 18–21 Histogramm-Bins in statischer Nulllage beschränkt sind, gibt es Grenzwinkel für die Ausrichtung der Eingabedaten, an denen der Algorithmus vom bisherigen als optimal ermittelten Bin zu einem neuen überspringt, welcher noch nicht einmal in dessen direkter Nachbarschaft liegen muss.

Um diese verschiedenen Probleme zu adressieren, haben wir in [Rössling u. a. 2010b, c] den Ansatz von [Sun und Sherrah 1997] in vier grundsätzlichen Punkten angepasst bzw. erweitert:

1. **Normalisierte Ausrichtung.** Zunächst führen wir eine initiale Transformation der Eingabedaten durch, um für diese eine *normalisierte Ausrichtung* zu erreichen. Die drei Hauptachsen – welche durch [Sun und Sherrah 1997] zwar ebenfalls ermittelt, von ihnen aber nicht auf diese Weise genutzt wurden – konstituieren eine Orthonormalbasis. Die hierzu korrespondierende Basis-Transformation wenden wir auf das gegebene Oberflächennetz an und erhalten eine transformierte Repräsentation der Eingabedaten, welche stets in Ausrichtung mit den Hauptachsen steht und ferner im Ursprung zentriert ist.
2. **Dreiecksbasierte PCA.** Um Inhomogenitäten in der Vernetzungsdichte des Meshes zu adressieren, wird die PCA hierzu direkt auf den Oberflächendreiecken durchgeführt. Hierzu verwenden wir die Implementierung der CGAL-Bibliothek, welche die Kovarianz-Matrix in geschlossener Form berechnet [Fabri u. a. 2000].

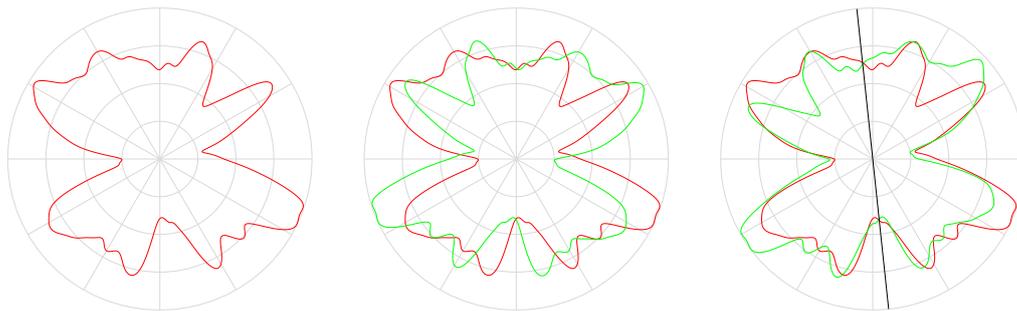


Abbildung 7.9: Links: 2D-Orientierungshistogramm für das Oberflächennetz der Knochenstrukturen aus Abbildung 7.5. Mitte: Das gleiche Histogramm (rot) zusammen mit seinem Spiegelbild (grün). Rechts: Ergebnis eines Least-Squares-Matchings des Histogramms mit seinem in 1° -Schritten gedrehten Spiegelbild. Das Optimum wurde bei einer Rotation von $348^\circ = -12^\circ$ gefunden, d. h. die ermittelte Symmetrie-Achse hat eine Ausrichtung von -6° . (Quelle: [Rössling u. a. 2010b]. © Eurographics Association 2010. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Eurographics Association.)

3. **Punktnormalen.** Anstelle der Flächennormalen ziehen wir vielmehr die Punktnormalen des Oberflächennetzes zur Bildung des Histogramms heran. Als individuelle Wichtung wird entsprechend die Summe der Flächeninhalte aller jeweils angrenzenden Flächen benutzt. Diese zeigen gegenüber den Flächennormalen eine homogenere Verteilung, welche sich positiv auf die Stabilität auswirken sollte.
4. **Projektive Suchraumreduktion.** Die größte Anpassung stellt jedoch unser grundsätzlich anderer Ansatz dar, den Suchraum zu reduzieren. Dahingehend haben wir uns gegen die direkte Verwendung von 3D-Histogrammen entschieden. Anstatt auf einer solchen komplexen Repräsentation einige wenige ausgewählte Orientierungen zu betrachten, werden stattdessen sämtliche (diskretisierten) Orientierungen auf drei dimensionsmäßig reduzierten 2D-Histogrammen untersucht. Dies soll nachfolgend erläutert werden.

Die Suchraumreduktion basiert auf folgender Überlegung: Wenn die Daten sehr symmetrisch bezüglich einer Ebene sind, dann sollten wir die gleiche Symmetrie auch für eine Projektion entlang jedes Support-Vektors dieser Ebene vorfinden. (Man betrachte hierzu Abbildung 7.5 bzw. Abbildung 7.10 und stelle sich vor, mit einer Kamera einer polaren Umlaufbahn um das Mesh herum zu folgen, welche innerhalb der Ebene bleibt und das Mesh-Zentrum als Fokus aufweist.)

Nach Anwendung der initialen Hauptachsentransformation ist das Eingabe-Mesh so ausgerichtet, dass seine Hauptachsen mit der x -, y - und z -Achse koinzidieren. Entlang jeder dieser Achsen führen wir eine Projektion der 3D-Normalenvektoren durch (durch Verwerfen der jeweiligen Koordinate) und erhalten die entsprechenden projektiven Orientierungen bezüglich der xy -, xz - sowie yz -Ebene.

Die Längen dieser 2D-Vektoren werden entsprechend ihrer Orientierung in 1° breite Bins einsortiert, wodurch sich für jede der drei Hauptachsen je ein zirkuläres Orientierungshistogramm (Abbildung 7.9, links) ergibt. Für jedes dieser drei 2D-Histogramme wird dessen Spiegelbild generiert und Bin für Bin schrittweise ro-

tiert. Eine solche Rotation des gespiegelten 2D-Histogramms kann (im Gegensatz zu seinem dreidimensionalen Gegenstück) sogar in konstanter Zeit durchgeführt werden. Ein Least-Squares-Matching über alle (insgesamt 360) Rotationen liefert den Winkel, dessen assoziierte Ebene den größten Grad an Symmetrie aufweist (Abbildung 7.9, Mitte & rechts). Unter den drei derartigen Ergebnissen (für die x -, y - und z -Achse) wählen wir denjenigen mit kleinstem Least-Squares-Fehler. Eine Anwendung der zur initialen Ausrichtungs-Normalisierung inversen Transformation liefert daraus die Approximation der gesuchten Symmetrieebene.

7.2.4 Empirische Testergebnisse

Der präsentierte Ansatz wurde in [Rössling u. a. 2010b] einer empirischen Evaluation unterzogen. Hierzu wurde eine kleine Fallstudie basierend auf 10 Datensätzen segmentierter Strukturen der Kopf-Hals-Region durchgeführt. Diese Segmentierungen wurden durch unseren klinischen Partner im Vorfeld erstellt, unter Verwendung eines medizinischen Forschungs-Prototypen für die manuelle und semi-automatische Segmentierung von CT-Datensätzen [Dornheim u. a. 2008b, d]. Sie wurden in Form von Oberflächendreiecksnetzen zur Verfügung gestellt.

Ziel war, aus den Knochen eine Schätzung der Midsagittalebene (MSE) abzuleiten und auf Basis derer anschließend die Seitenlagen von Tumor und Lymphknoten zu ermitteln (Abbildung 7.10). Die Maßgabe bestand jedoch nicht darin, die MSE so genau wie möglich zu bestimmen, sondern lediglich genau genug, um für die Seitenlagen-Tests korrekte Ergebnisse zu erhalten, um darauf basierend wiederum die richtige Aussage zur Lateralität des Befalls ableiten zu können.

Die Wahl der Knochenstrukturen als Grundlage der MSE-Schätzung war dadurch motiviert, dass diese einerseits als einigermaßen symmetrisch angesehen werden können und nicht wie Weichgewebe von Deformation betroffen sind. Zudem sind sie im Falle von CT-Bilddaten besonders einfach anhand ihrer Intensitätswerte zu segmentieren. Neben Knochen, Tumor und Lymphknoten waren noch weitere Strukturen wie Blutgefäße, Muskeln, Trachea oder Ring-/Schilddrüse enthalten. Aufgrund ihrer fehlenden Relevanz für den konkreten Anwendungsfall der TNM-Klassifikation wurden diese allerdings nicht näher betrachtet.

Im Rahmen der empirischen Studie [Rössling u. a. 2010b] konnten insgesamt positive Ergebnisse erzielt werden. Für jeden Datensatz konnte in weniger als 3s sowohl eine Schätzung der MSE als auch die Seitenlage von Tumor und Lymphknoten bezüglich dieser ermittelt werden. Insgesamt wurden 10 Tumore und 134 (nicht zwingend befallene) Lymphknoten auf ihre Seitigkeit getestet. Die Ergebnisse wurden anschließend mit den in der Fallakte angegebenen Werten verglichen:

- Viermal wurde für den Tumor korrekt eine Überschreitung der Mittellinie festgestellt (siehe auch Abbildung 7.10), ein weiteres Mal entschied der Arzt dagegen auf einen „noch einseitigen“ Tumor. Eine derartige nachgelagerte Festlegung auf eine Primärseite nach festgestellter Überschreitung der MSE wurde durch unser Test-Programm grundsätzlich nicht vorgenommen.

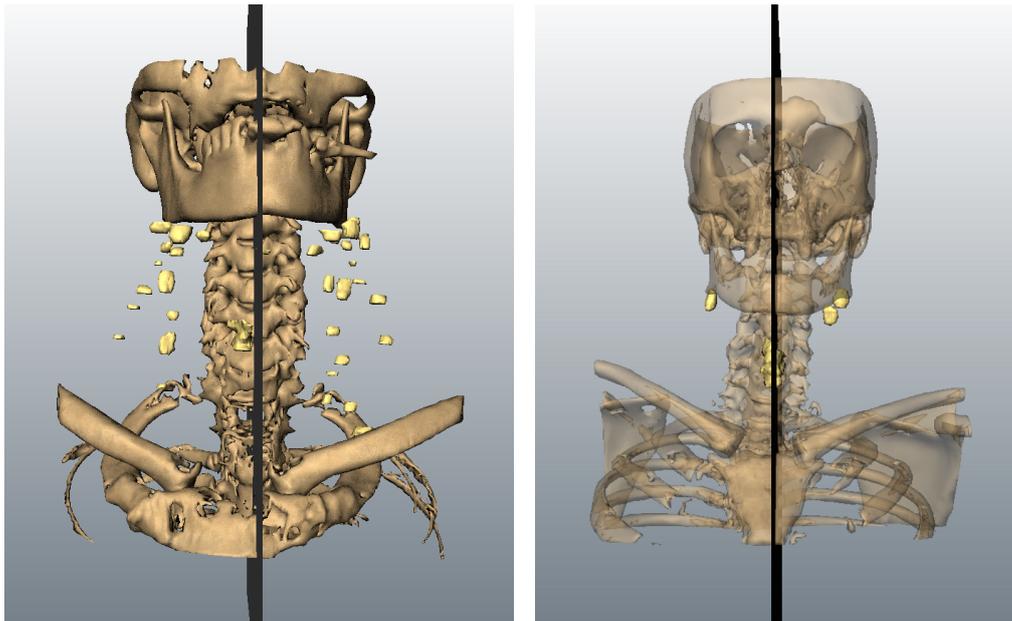


Abbildung 7.10: Beispielhafte Ergebnisse der Midsagittalebene-Schätzung für zwei der zehn untersuchten Datensätze (Quelle: [Rössling u. a. 2010b]. © Eurographics Association 2010. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Eurographics Association). Das rechte Bild zeigt ein Beispiel für einen Tumor, für den korrekt eine Überschreitung der Mittellinie erkannt wurde. (Um die visuelle Wahrnehmung der Kleinstrukturen zu verbessern, sind die Knochen etwas transparent dargestellt.)

- In zwei Fällen wurde ein Lymphknoten entgegen ärztlicher Bewertung als mittig klassifiziert. Auf die TNM-Klassifikation hätte dies jedoch keinerlei Einfluss, da mittig gelegene befallene Lymphknoten per Definition noch als ipsilateral angesehen werden, welches auch die korrekte medizinische Schlussfolgerung in diesen genannten zwei Fällen war.
- In drei Fällen wurde ein Lymphknoten basierend auf der (nicht optimal) *geschätzten* MSE als der durch den Arzt festgelegten Seite gegenüberliegend ermittelt, wobei es sich zweimal um den gleichen Datensatz handelte. In diesen Fällen wurde dessen Lage zur *realen* MSE allerdings durch den Experten auf Rückfrage hin auch als grenzwertig beurteilt. Da diese Lymphknoten jedoch nicht befallen waren, hätte sich auch hier keine Änderung in der Lateralität ergeben.

Sowohl die Segmentierungen als auch die Bewertung der Seitenlagen entstammten dabei realen Patientenfällen unseres klinischen Partners (Oberarzt der HNO-Chirurgie). Zweitmeinungen weiterer Ärzte lagen in den Falldaten nicht vor und wurden für die empirische Studie auch nicht separat erhoben. Ziel der Studie war es aber auch nicht, eine Befundung auf Basis originärer Bilddaten vorzunehmen. Stattdessen greifen wir die bereits in [Kapitel 4](#) geführte Argumentation auf, dass es sich bei den Segmentierungen um 3D-Befunde gehandelt hat, die als „persönliche Ground-Truth“ zugrunde gelegt wurden. Auf deren Basis wurden Ergebnisse berechnet, welche dann wiederum mit dem ebenfalls persönlichen Befund dieses Experten zur individuellen Seitenlage auf Konsistenz hin geprüft wurden.

Insgesamt wurde in [Rössling u. a. 2010b] anhand der empirischen Tests festgestellt, dass die Qualität des Endergebnisses (im Sinne der berechneten Lage und Ausrichtung der Ebene) in den konkret untersuchten Fällen stets hinreichend war, um eine korrekte Lateralität zu ermitteln bzw. auf einen vorliegenden Grenzfall in Form einer Mittellinienüberschreitung hinzuweisen. Keiner der Einzelfälle mit abweichender Expertenmeinung führte letztlich zu einer veränderten Gesamteinschätzung, welche die Lateralität des Befalls über alle malignen Lymphknoten für die TNM-Klassifikation subsumiert. Der mögliche Fehler durch Einschränkung der Orientierungshistogramme auf 2D schien damit vernachlässigbar und das Verfahren (auch mit Hinblick auf die benötigte Laufzeit) für die betrachtete Anwendung vom Grundsatz her geeignet.

Im Vergleich zu [Sun und Sherrah 1997] bietet unser Ansatz dabei gleich mehrere Vorteile. Zum Einen sind die Position und Ausrichtung der ermittelten Ebene insensitiv gegenüber der initialen Ausrichtung der Eingabedaten. Darüber hinaus besitzt das 2D-Orientierungshistogramm nicht das Problem einer fehlenden Eigensymmetrie, wie es bei der 3D-Variante auftritt. Nicht zuletzt benötigt die reine Rotation des gespiegelten 2D-Histogramms mit Inbezugsetzen seiner Bins lediglich konstante Zeit, während dieser Schritt für ein 3D-Histogramm mindestens lineare Zeit kostet.⁷ Insgesamt erreichen wir auf diese Weise die Exploration eines deutlich größeren Suchraumes bei zugleich geringerem asymptotischen Berechnungsaufwand.

Allerdings schloss [Rössling u. a. 2010b] mit dem Hinweis, dass die Segmentierungsdaten in den untersuchten 10 Fällen letztlich „mehr oder weniger gutartig“ waren. Vor allem wiesen die Knochenstrukturen keine großräumigen Artefakte auf und waren auch nicht durch die äußere Begrenzung der Bildaufnahme asymmetrisch abgeschnitten. An weiteren Fällen aus der klinischen Praxis offenbarten sich dagegen Defizite des Verfahrens. Zum Teil wies die CT-Aufnahme einen deutlichen sinistralen oder dextralen⁸ Versatz auf und enthielt auf der entsprechenden Seite mehr Knochen. Hierdurch lieferte die PCA einen Schwerpunkt, der ebenfalls deutlich versetzt war. Wenngleich die Orientierung der MSE korrekt ermittelt wurde, war sie dann falsch positioniert. Auf anderen Datensätzen lieferte das Verfahren eine um die Transversalachse rotierte Ebene nahe der Frontal- bzw. Transversalebene als Ergebnis zurück. Ursache war hier, dass bezüglich dieser Hauptachse ein (wenn auch nur geringfügig) höheres Maß an Reflektivität im Orientierungshistogramm ermittelt wurde.

Durch eine Berücksichtigung weiterer Strukturen, insbesondere des ebenfalls vergleichsweise leicht zu segmentierenden Pharynx oder des Schildknorpels, ließ sich in vielen Fällen wieder ein akzeptables Ergebnis erzielen. Dennoch deutete sich an, dass die Ermittlung anatomischer Fixpunkte oder der Einsatz eines atlasbasierten Verfahrens die Variabilität der Daten möglicherweise besser adressieren könnte.

⁷bei notwendiger Neuberechnung sogar $O(n \cdot \log(n))$

⁸sinistral: linksseitig; dextral: rechtsseitig

7.2.5 Tagging von Tumor und Lymphknoten

Die Schätzung der Midsagittalebene wurde zunächst als separates Softwaretool umgesetzt und später in ein Modul für die in [Kapitel 8](#) beschriebene HNO-chirurgische Planungssoftware integriert. Unabhängig von dem mitunter suboptimalen Ergebnis wurde aus Gründen klinischer Sicherheit die ermittelte Ebene grundsätzlich als Vorschlag generiert, der vom Arzt im Vorfeld einer Weiterverwendung erst gesehen und bestätigt werden musste. Bei Bedarf kann er hierbei die Ebene zuvor noch in Position und Orientierung nachkorrigieren – oder aber durch explizite Angabe von Referenzpunkten⁹ im Schichtbild oder auf den Oberflächenmodellen eine neue MSE definieren.

Wurde die MSE bestätigt, werden durch das Modul sämtliche in der Fallakte als „Tumor“ oder „Lymphknoten“ hinterlegten Strukturen einer spatialen Analyse unterzogen und deren Ergebnisse in der Akte als zusätzliche Meta-Informationen zu diesen Strukturen hinterlegt. Anhand von einstellbaren Schwellwerten (Abbildung [7.11](#)) werden folgende Tests durchgeführt:

Seitenlage: basierend auf der bestätigten MSE wird für den Primärtumor und jeden Lymphknoten (unabhängig etwaiger Malignität) die Seitenlage bestimmt und hinterlegt. Hierzu kann ein Abstand zur MSE angegeben werden, bis zu welchem die Struktur noch als mittig angesehen werden soll. Das in [Kapitel 4](#) vorgestellte Verfahren prüft auf diesen Mindestabstand und liefert andernfalls das der MSE nächstgelegene Primitiv bzw. Bounding-Volume.¹⁰ Ein einfacher 3D-Orientierungstest (4×4 -Determinante) liefert die Antwort zur Seitenlage.

Durchmesser: Jeder Lymphknoten, dessen Durchmesser größer als ein festgelegter Schwellwert (standardmäßig 10mm [[Strutz und Arndt 2010](#)]) ist, wird als *suspekt* markiert. Bei Überschreiten eines zweiten Schwellwertes (standardmäßig 30 mm [[Reiser u. a. 2011](#)]) wird diese Verdächtigkeit noch zusätzlich um eins erhöht.

Rundlichkeit: Normale Lymphknoten weisen für gewöhnlich eine leicht ellipsoide Form auf. Sowohl zu rundliche als auch zu elongierte Lymphknoten gelten als suspekt. Als normal gilt ein Verhältnis von längster zu kürzester Achse (beide mit dem Verfahren aus [Kapitel 4](#) bestimmbar) von mindestens $1,5 : 1$ [[Lutz 2007](#)], aber höchstens $2,0 : 1$ [[Galanski 1998](#)]. Außerhalb eines mit diesen Werten vorgelegten einstellbaren Intervalls wird daher die Verdächtigkeit ebenfalls um eins erhöht.

Räumlicher Ausschluss: Wie in Abschnitt [7.1.1](#) bereits erläutert, besteht die Möglichkeit, die Lymphknoten auf Konsistenz gegenüber dem 3D-Befund (insbesondere im Falle dessen Aktualisierung) hin zu validieren. Hierzu können Strukturen ausgewählt werden, gegen die alle segmentierten Lymphknoten auf räumliche Überschneidung getestet werden. Im Treffer-Fall wird der entsprechende Lymphknoten als *unsichere Segmentierung* markiert, die es zu überprüfen gilt. Allerdings kann eine solche Überlappung auch auf eine mögliche Infiltration hindeuten.

⁹ Ausgehend von diesen Referenzpunkten wird daraufhin eine optimale Ebene mit minimalem Least-Squares-Fehler eingepasst.

¹⁰ Da uns nur der Schnitt oder die Seitigkeit interessiert, kann die Suche terminiert werden, sobald der Schwellwert kleiner als die untere Schranke für den kürzesten Abstand ist.

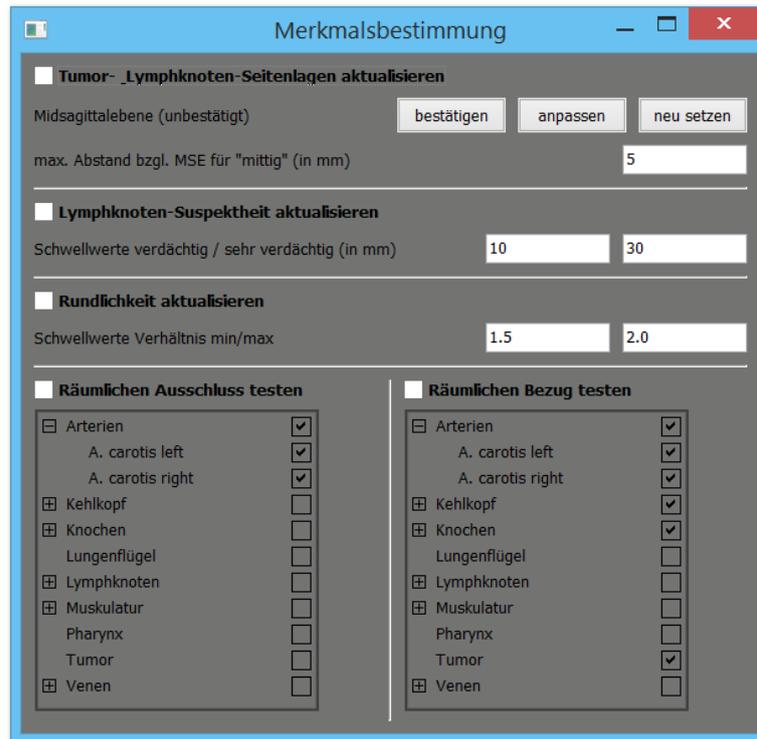


Abbildung 7.11: Mithilfe des generischen Messverfahrens führt das chirurgische Planungssystem in [Kapitel 8](#) eine räumliche Analyse von Tumor- und Lymphknotensegmentierungen durch. Der abgebildete Tagging-Dialog ermöglicht die Angabe semantischer Bezugsgrößen (Lage der MSE, Kontextstrukturen, spatiale Schwellwerte), mittels derer das System aus den räumlichen Maßen automatisch chirurgisch relevante Merkmale des Befalls ableiten kann.

Räumlicher Bezug: Als zweiter Validierungstest besteht die Möglichkeit, eine Auswahl an Strukturen anzugeben, zu einer von denen jeder Lymphknoten eine räumliche Nähe aufweisen muss. Alle Lymphknoten, die von diesen Strukturen weiter als der Schwellwert entfernt sind, werden als *unsichere Segmentierung* markiert. Allerdings können dies auch valide Lymphknoten sein, die z. B. nachträglich segmentiert wurden. Beide letztgenannten Optionen sind standardmäßig inaktiv und geben vor Benutzung eine Warnung aus.

7.3 Dynamische Abstände für die chirurgische Exploration und Simulation

Die zurückliegenden Kapitel haben sich fast ausschließlich mit statischen Maßen zwischen segmentierten Strukturen auseinandergesetzt. In diesem Abschnitt möchten wir diese Grenze überschreiten und anhand dreier ausgewählter Anwendungsbeispiele den Umgang mit veränderlichen Maßen betrachten. Der Grad an Dynamik und damit die Komplexität der Abstandsberechnung nimmt hierbei schrittweise zu. In diesem Zuge werden auch Grenzen des in [Kapitel 4](#) vorgestellten Verfahrens aufgezeigt.

7.3.1 Virtuelle Endoskopie

Die Endoskopie ist eine bildgebende Methode, die ohne offenen chirurgischen Eingriff eine native visuelle Exploration bestimmter Körperhöhlen und Hohlorgane ermöglicht. Hierzu wird ein Endoskop eingesetzt, welches über eine natürliche Körperöffnung oder minimalinvasiv in den Körper eingebracht wird, um von dort aus die am Kopfende befindliche Glasfaser-Optik und Beleuchtung zum Untersuchungsgebiet heranzuführen. Neben seinem diagnostischen Primärzweck bietet es dank eines oder mehrerer Arbeitskanäle aber auch die Möglichkeit, mittels Instrumenteneinsatz z. B. Biopsien zu entnehmen oder Drainagen zu legen. Trotz ihrer Vorteile und deutlich geringeren Belastung gegenüber einer offenen Operation bleibt eine Endoskopie dennoch ein invasiver Eingriff, der auch jenseits einer erforderlichen Sedierung nicht gänzlich risikofrei bleibt.

Dank ihrer ausgeprägten Intensitätsunterschiede sind Grenzübergänge zwischen Gewebe und Luft bzw. kontrastierten Blutgefäßen in der CT- und MRT-Bildgebung besonders einfach identifizierbar. Damit lassen sich die Wände luftgefüllter oder vaskulärer Strukturen aus diesen Daten im Rahmen der zugrundeliegenden Auflösung relativ gut extrahieren und rekonstruieren. Eine möglichst natürlich wirkende visuelle Aufbereitung in Kombination mit einer geeigneten Steuerung offeriert eine interaktive virtuelle Exploration aus endoskopischer Perspektive. Trotz ihrer insgesamt geringeren diagnostischen Aussagekraft (und der generell fehlenden therapeutischen Optionen) erlauben derartige Ansichten eine gute Einschätzung von räumlichen Gegebenheiten und Formen.

Aufgrund dieser Möglichkeiten wurden Software-Lösungen zur virtuellen Endoskopie bereits für unterschiedlichste medizinische Anwendungen umgesetzt, wie z. B. zur virtuellen Kolonoskopie [Hong u. a. 1995], Bronchoskopie [Ferguson und McLennan 2005], Sinoskopie [Krüger u. a. 2008], aber auch Angioskopie [Sun u. a. 2010]. Während derartige Technologien großteils zu diagnostischen Zwecken eingesetzt werden, sind manche Systeme auch gezielt für Planung oder Training bestimmter Arten chirurgischer Eingriffe ausgerichtet, wie z. B. die endonasal-transsphenoidale Hypophysenchirurgie [Neubauer u. a. 2004] oder die minimalinvasive laparoskopische Chirurgie [Adler 2014].

Für die visuelle Darstellung gibt es mit dem direkten Volumenrendering im Vergleich zum Oberflächenrendering zwei grundsätzliche Alternativen, wobei erstere mit ihren zwar berechnungsintensiveren, aber vor allem im Nahbereich visuell ansprechenderen Ergebnissen stärker verbreitet ist. Allerdings kann zweitere Variante bisweilen auch die einzig sinnvolle darstellen, wenn die zugrundeliegenden 3D-Daten sich beispielsweise aus der Oberflächen-Rekonstruktion von Aufnahmen einer klassischen oder neuerdings auch kapselbasierten Endoskopie (siehe Abschnitt 3.3) ergeben. In beiden Fällen benötigt das Virtuelle-Endoskopie-System neben weiteren Features eine Bewegungsbegrenzung¹¹, die die Kamera innerhalb der Struktur hält. Während beim Volumenrendering hierzu häufig Distanz- oder

¹¹oder alternativ die Beschränkung auf einen fest vordefinierten Bewegungspfad

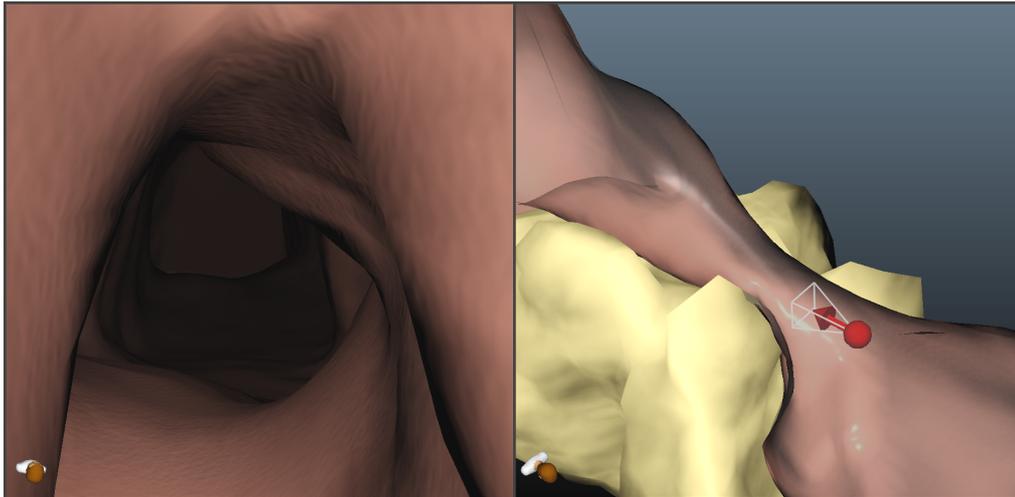


Abbildung 7.12: Kollisionserkennung in der Virtuellen Endoskopie. Um während der Navigation die Wand der Struktur nicht übertreten zu können, sollte in jedem Schritt die Strecke zwischen aktueller und anvisierter Kameraposition auf Schnitt mit selbiger getestet werden. Damit die Near-Plane des View-Frustum nicht partiell aus der Struktur herausragt und die Sicht nach außen freigibt, sollte der durch sie begrenzte Nahbereich des View-Frustum (weiß, zur besseren Sichtbarkeit um Faktor 10 in der Größe skaliert) an der Zielposition ebenfalls schnittfrei sein. Als Erweiterung testen wir stattdessen auf die an der Zielposition zentrierten und durch die Eckpunkte und durch erweiterten quadratischen Near-Plane verlaufende Umkugel, um auch Viewport-Anpassungen und Rotationen an der Zielposition zu erlauben.

Potentialfelder eingesetzt werden, muss beim rein oberflächenbasierten Rendering die Berechnung auf Basis der Meshes erfolgen.

Auch die in [Kapitel 8](#) beschriebene HNO-chirurgische Planungssoftware wurde mit einem Modul zur virtuellen Endoskopie ausgestattet. Auf Basis des entsprechenden Oberflächennetzes wird dort während der Bewegung kontinuierlich eine Kollisionserkennung mit der explorierten Struktur durchgeführt, wofür das in [Kapitel 4](#) vorgestellte Verfahren eingesetzt wird. Allerdings genügt es nicht, für jeden Bewegungsschritt allein das Segment zwischen aktueller und künftiger Position auf Schnitt mit der Oberfläche zu testen, da auch eine noch innenliegende Kameraposition dazu führen kann, dass die Near-Plane des View-Frustum das Mesh bereits schneidet und so den Blick nach außen freigibt. Gleiches könnte in Konstellationen passieren, in denen das Mesh an die Near-Plane angrenzt und die Kamera daraufhin um die Sichtachse gerollt wird oder sich durch Änderung der Aspect Ratio der horizontale bzw. vertikale Öffnungswinkel vergrößert.

Um derartige Situationen zu vermeiden, gehen wir wie folgt vor ([Abbildung 7.12](#)):

- Der fest eingestellte Öffnungswinkel α wird grundsätzlich für die jeweils größere der beiden Viewport-Dimensionen verwendet. D.h., beim Über- bzw. Unterschreiten der 1 : 1-Schwelle wird von horizontalem zu vertikalem Öffnungswinkel umgestellt.
- Ausgehend von der Kameraposition definiert das zweidimensionale Winkel-Intervall $[-\alpha/2 : \alpha/2] \times [-\alpha/2 : \alpha/2]$ in Sichtrichtung eine offene Pyramide quadratischen Querschnitts.

- Die an der Nahgrenze *near* sich befindende quadratische Schnittfläche enthält die Near-Plane des View-Frustum. Die Eckpunkte definieren zusammen mit der Kameraposition als Mittelpunkt eine Kugel mit Radius $r = \sqrt{\text{near}^2 + (\tan(\alpha/2) \cdot \text{near})^2 + (\tan(\alpha/2) \cdot \text{near})^2} = \text{near} \sqrt{1 + 2 \cdot \tan^2(\alpha/2)}$
- Davon ausgehend wird für die Kollisionserkennung geprüft, ob weder das Segment zwischen Start- und Zielposition noch eine Kugel mit Radius *r* an letzterer das Mesh schneiden. Das erste Kriterium garantiert ein freies Passieren, das zweite eine störungsfreie Rotation der Kamera am Zielpunkt.
- Konkret wird mit dem Verfahren aus Kapitel 4 der Abstand des Bewegungs-Segmentes zum Mesh geprüft. Ist dieser *o*, liegt eine Kollision vor. Ist er größer als *r*, liegt keine vor. Liegt er dazwischen, ergibt sich eine Kollision genau dann, wenn der Abstand des Zielpunktes zum Mesh kleiner als *r* ist.
- Schlägt dieser kombinierte Test fehl, so wird der durch den Nutzer initiierte Bewegungsschritt nicht zugelassen.



Material auf der Begleit-DVD (Ordner-Nr. 3)

Dank des spatialen Suchbaumes kann dieser Test in Echtzeit durchgeführt werden, sodass sich eine durchgängig flüssige Interaktion ergibt. Ein Video-Mitschnitt im Begleitmaterial demonstriert dies. Unser generischer Ansatz erweist sich damit als effizient genug für einen Einsatz zur Echtzeit-Kollisionserkennung zwischen kleinen Geometrien und komplexen Oberflächennetzen.

7.3.2 Dynamisches Patientenmodell

Aus Bilddaten gewonnene patientenindividuelle 3D-Modelle tragen maßgeblich zur Dokumentation von Pathologien, zur Planung von Eingriffen, zur effizienten Kommunikation zwischen Ärzten verschiedener Fachrichtungen und nicht zuletzt als Anschauungsstütze zur Patientenaufklärung bei [Fischer u. a. 2009]. Ihr typischerweise statischer Charakter ist dabei jedoch auch mit gewissen Einschränkungen verbunden:

Die meist ausgestreckt horizontale Pose ist einerseits ungünstig, um bestimmte pathologische Sachverhalte wie Bewegungseinschränkungen, Quetschungen und Lageveränderungen unter spezifischen Haltungskonditionen zu beurteilen. Andererseits bietet die Körperhaltung zum Zeitpunkt der Aufnahme auch nicht immer optimale Sichtverhältnisse zur Kennzeichnung und Diskussion von Untersuchungsergebnissen und Behandlungsplanungen. Für typische präferierte Perspektiven (z.B. geöffneter Mund, überstreckter Hals) muss bisher auf allgemeine Schema-Darstellungen oder physische Anatomiemodelle zurückgegriffen werden.

Vor diesem Hintergrund wurde in [Adler u. a. 2011] am Beispiel der Kopf-Hals-Region die Idee vorgestellt, vorhandene statische 3D-Geometrien realer klinischer Fälle in ein dynamisches, echtzeit-bewegliches Patientenmodell dieser Region zu überführen. Über einfache Steuerkontrollen wurde dabei die Möglichkeit geboten, den individuellen virtuellen Patienten anatomisch zu bewegen. Angestrebt wurde dabei keine physikalisch exakte Simulation des Körpers, sondern vielmehr ein

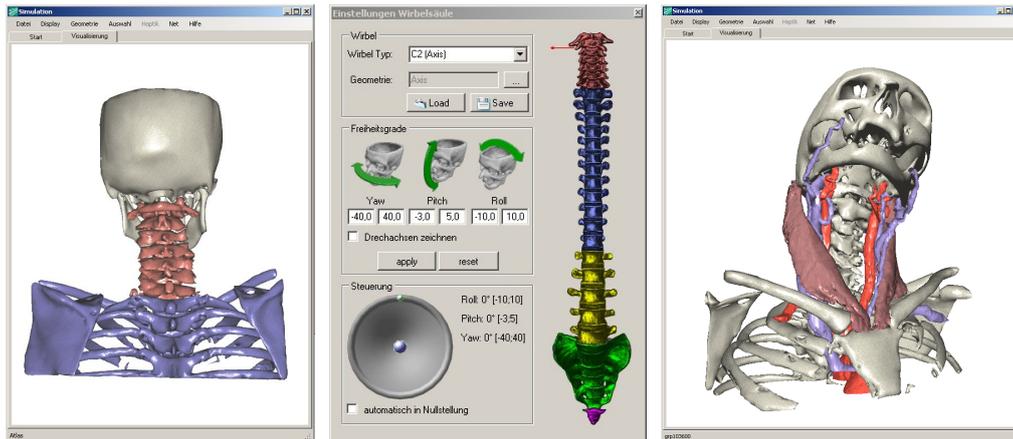


Abbildung 7.13: Dynamisches Patientenmodell. *Links:* Aufbau der Skelettstruktur. Die Einzelwirbel wurden durch effiziente Partitionierungstechniken aus einer Knochensegmentierung gewonnen [Rahner u. a. 2012]. Der Kopf wird durch die Wirbel der HWS (rot) bewegt, die Rückenwirbel (blau) seien fixiert. *Mitte:* Die Freiheitsgrade der Wirbel können über einen Dialog einzeln festgelegt werden. *Rechts:* Ergebnis der Bewegung des Schädels ist eine Verschiebung der Wirbel und Deformation des Weichgewebes. (Quelle: [Adler u. a. 2011]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

effizientes und plausibles Bewegungs- und Deformationsverhalten, wie es zur Kommunikation und Patientenaufklärung genügt. Für eine intuitive Handhabung sollte der Anwender dabei den Kopf des Modells möglichst natürlich bewegen können. Diese intendierten Kopfdrehungen und -neigungen mussten dafür auf geeignete Bewegungen der Halswirbelsäule (HWS) zurückgeführt werden.

Diese Propagation der Auslenkung der Wirbel in ihren drei Freiheitsgraden (Nicken, Drehen und Neigen) wurde über eine Vorwärtskinematik vom *Coccyx* (Steiß) bis zum Schädel bzw. Atlas realisiert. Ausgehend von aus der Fachliteratur entnommenen Standardwerten [Putz und Pabst 2005] konnten diese Freiheitsgrade über das User Interface für jeden Wirbel individuell eingeschränkt werden, um so einer (patienten-)individuellen Anatomie Rechnung zu tragen und insbesondere etwaige Versteifungen abzubilden.

Ausgehend von der Transformation des Schädels und der HWS war aus Gründen der Plausibilität ferner eine Anpassung der betroffenen Weichgewebestrukturen erforderlich, welche hierzu mit den Knochenstrukturen verknüpft wurden und eine physikbasierte Simulation durchliefen. Nähere Details zur Durchführung derartiger Simulationen, insbesondere den vereinfachenden Annahmen (z. B. hinsichtlich des fehlenden Stoma) und dem differenzierten Umgang mit Blutgefäßen gegenüber Organstrukturen, werden ausführlich in [Adler 2014] beschrieben.

Ein Video-Mitschnitt¹² im Begleitmaterial demonstriert das Konzept im konkreten Einsatz. Umgesetzt wurde die Technologie zunächst als eigenständiges Softwaretool, für die konferenzbezogene Software-Präsentation [Adler u. a. 2011] aber bereits als integriertes prototypisches Modul für das HNO-chirurgische Planungssystem aus Kapitel 8 demonstriert.

¹²Mit freundlicher Genehmigung von Simon Adler.



Material auf der
Begleit-DVD
(Ordner-Nr. 4)

Räumliche Abstände kommen beim dynamischen Patientenmodell in zweierlei Form zum Tragen. Zum Einen wird während der aktivierten Bewegungsdynamik eine Kollisionserkennung¹³ der Wirbelkörper zueinander durchgeführt, um zusätzlich zur Begrenzung der Freiheitsgrade (bzw. im Falle ihrer zu großzügigen Parametrierung) eine räumliche Überschneidung der Wirbel¹⁴ zu verhindern. Zum Anderen sind im Anschluss an die durchgeführte Bewegung die mit der neuen Körperhaltung einhergehenden veränderten räumlichen Lageverhältnisse, wie z. B. die Spaltmaße zwischen den Wirbeln, von Interesse.

In beiden Fällen benötigt die Abstandsbestimmung zwischen den Knochenstrukturen keine Neuberechnung der Suchbäume. Da Schädel und Wirbel lediglich affin transformiert, nicht jedoch deformiert wurden, bleiben die relativen räumlichen Verhältnisse aller Primitive einer Einzelstruktur zueinander erhalten, und es ändert sich nur das Referenzsystem verschiedener Strukturen zueinander. Diese individuellen Affintransformationen können dem Suchalgorithmus als mit den Suchbäumen assoziierte Parameter mitgegeben und durch die Distanzfunktion auf Bounding-Volumes und Primitive angewendet werden. Hieran zeigt sich erneut die besondere Flexibilität unseres Ansatzes. Für die deformierten Weichgewebe allerdings müssen im Falle ihrer anschließenden Verwendung die räumlichen Suchbäume neu aufgebaut werden. Hier offenbaren sich letztlich die klaren Grenzen unseres Ansatzes.

Von ärztlicher Seite waren die Reaktionen zum dynamischen Patientenmodell mangels diagnostischer Aussagekraft (erwartungsgemäß) verhalten. Potentielle Einsatzmöglichkeiten sahen sie am ehesten im Rahmen der Ausbildung oder Patientenaufklärung, um z. B. die Auswirkungen von Versteifungen der HWS durch Bandscheibenprothesen oder Verschraubungen bereits im Vorfeld einer Therapie grob verdeutlichen zu können.

7.3.3 Kritische Abstände für die minimal-invasive Chirurgesimulation

In der operativen Medizin werden zunehmend offene Eingriffe durch minimal-invasive Verfahren ersetzt. Hauptvorteil der *minimal-invasiven Chirurgie (MIC)* liegt in geringeren Traumata, die nicht nur mit besseren kosmetischen Ergebnissen, sondern auch einer schnelleren Genesung einhergehen. Ein Trend geht hierbei zur Verwendung lediglich eines Zuganges (*Single-Port-Technik, SPT*), über den sowohl Endoskop als auch Instrumente dicht nebeneinander eingeführt werden. Gleichwohl noch schonender für den Patienten, ist diese Technik für den Mediziner noch anspruchsvoller als ein klassischer Multiport-Ansatz.

¹³Im Sinne einer effizienten Berechnung genügt es hier, wenn nur eines der beiden Modelle als Dreiecksnetz einfließt, das andere dagegen als Wireframe. Zudem muss der kürzeste Abstand nicht abschließend bestimmt werden, da die Suche terminieren kann, sobald o als untere Schranke ausgeschlossen wurde.

¹⁴Die Anpassung der Weichgewebestrukturen und deren überschneidungsfreie Endlage wird demgegenüber durch die physik-basierte Simulation realisiert.

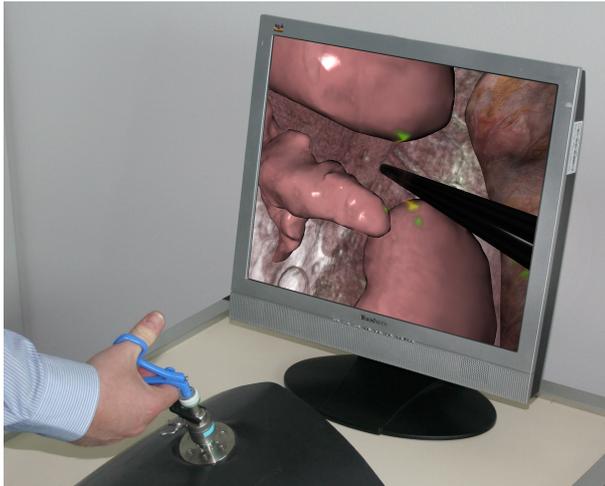


Abbildung 7.14: Die Planungs- und Testumgebung für die minimal-invasive Chirurgie im „Hands on“-Einsatz. (Mit freundlicher Genehmigung von Simon Adler)

MIC im Allgemeinen und SPT im Speziellen befinden sich gegenwärtig noch in einer Phase des stetigen Ausbaus, da sie eng mit der Entwicklung und anschließenden Etablierung neuer Operationsmethoden, Abläufe und zum Teil auch Instrumente einhergehen. Eine zentrale Fragestellung bei der Entwicklung einer neuen Methode ist dabei, ob das Operationsgebiet zunächst vom Zugang aus problemlos erreicht werden kann und ob die in der Zielregion verbleibenden Freiheitsgrade und räumlichen Verhältnisse die notwendigen Prozeduren ermöglichen. Derartige Aspekte sind ohne ein eigenhändiges Ausprobieren á priori schwer einzuschätzen. Den Chirurgen bei der zielgerichteten Konzeption, Erprobung und Verfeinerung neuer MIC-Methoden perspektivisch zu unterstützen, war daher das Ziel der Entwicklung einer entsprechenden virtuellen Planungs- und Testumgebung (Abbildung 7.14, [Adler u. a. 2012a]).

Neben einem Vergleich örtlich verschieden platzierter Zugänge bestünde in solch einer virtuellen Testumgebung außerdem die Möglichkeit, vorhandene Instrumente zu variieren, so dass der Chirurg selbst testen kann, ob z. B. das Verlängern oder Anpassungen der Instrumentenform eine Operation zusätzlich erleichtern oder gar erst ermöglichen würden.

Im Zuge der Erprobung der Navigation in das Zielgebiet soll der Chirurg für Verletzungsrisiken der vorliegenden anatomischen Strukturen sensibilisiert werden, indem ihm die Annäherung an und das Überschreiten von kritischen Sicherheitsabständen räumlich differenziert live auf den Oberflächen visualisiert wird. Diese können dabei jedoch z. B. bei Instrumenten zur Koagulation je nach Wärmeentwicklung zeitlich und örtlich variieren. Zudem müssen auch veränderliche Geometrien in Folge von Gewebesimulationen adressiert werden. Nicht zuletzt muss die Berechnung und Präsentation dieser kritischen Abstände trotz multipler zu simulierender und darzustellender Strukturen schnell genug erfolgen, dass sowohl die Visualisierung als auch Szeneninteraktion echtzeitfähig bleiben.

Aufgrund dieser ausgeprägten Dynamik-Anforderungen sind statische Verfahren wie das in Kapitel 4 vorgestellte nicht einsetzbar, um im Rahmen einer komplexen interaktiven Simulation veränderliche kritische Abstände der virtuellen

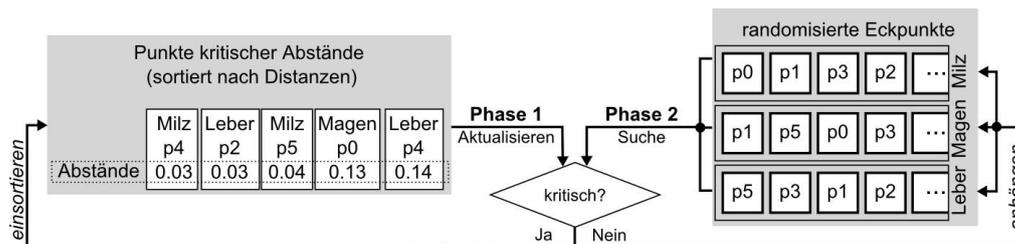


Abbildung 7.15: Verteilte Abstandsberechnung. In Phase 1 werden Punkte kritischer Abstände aktualisiert, in Phase 2 neue kritische Abstände gesucht. (Quelle: [Adler u. a. 2012b]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Simon Adler.)

Instrumente auf den Organoberflächen live zu visualisieren. Mangels möglicher umfassender Vorberechnung muss ein dynamisches Verfahren einen Trade-Off zwischen Echtzeitfähigkeit und Genauigkeit ermöglichen und im Zweifelsfalle zugunsten ersterer entscheiden.

Mit dieser Anforderung wurde in [Adler u. a. 2012b] ein Verfahren entwickelt, mit dem derartige Abstände mit harter Echtzeit-Garantie in qualitativer Form bestimmt und auf der Strukturoberfläche visualisiert werden können. Hierzu wird die Abstandsberechnung zyklisch fortlaufend auf multiple Simulationsschritte aufgeteilt. In jedem Einzelschritt wird dabei der Abstandsberechnung die ihr eingeräumte Zeitspanne T_{\max} vorgegeben (z. B. 0,02 s für 50 Hz). Innerhalb dieses Zeitfensters erfolgt dann eine limitierte Abstandsberechnung in zwei Phasen (Abbildung 7.15). In der ersten Phase wird in höchstens $\frac{1}{2}T_{\max}$ eine sortierte Risikoliste L^R der in der letzten Iteration identifizierten kritischen Abstände aktualisiert. Ausgehend vom Eckpunkt höchster Kritikalität werden Abstände und Risikoeinstufungen aktualisiert. Als nicht mehr kritisch bewertete Punkte werden in diesem Zuge aus der Risikoliste in die organspezifische Vertex-Liste L^O zurück verschoben.

In der zweiten Phase werden in der verbleibenden Restzeit von mindestens $\frac{1}{2}T_{\max}$ neue kritische Abstände gesucht. In jeder Einzelberechnung wird dazu ein Eckpunkt einer zufällig sortierten organspezifischen Vertex-Liste geprüft. Liegt für einen Vertex ein kritischer Abstand vor, erfolgt für ihn und seine topologischen Nachbarn eine Risikoeinstufung entsprechend dem Grad an Unterschreitung und darauf basierend dann eine Einsortierung in die Risikoliste L^R . Ansonsten wird er der Vertex-Liste L^O wieder hinten angefügt. Auf diese Weise wird garantiert, dass einerseits nach endlich vielen Simulationsschritten für jeden Vertex eine Abstandsbestimmung erfolgt ist, und andererseits die bereits identifizierten kritischen Abstände zu jedem Zeitpunkt aktuell gehalten werden.

Die konkrete Abstandsbestimmung der Vertices erfolgt je nach Art der Struktur unterschiedlich. Details können in [Adler u. a. 2012b] nachgelesen werden. Für Organe wird im Wesentlichen ein Raycasting entlang der Vertex-Normalen durchgeführt. Im Falle eines Treffers werden in der Aktualisierungsphase alle Vertices des Instruments innerhalb des durch den maximalen kritischen Radius gegebenen Kugelvolumens bestimmt. Für die über Mittelline und Radius repräsentierten Gefäße erfolgt mangels Oberflächennormale ein direkter Test des Kugelvolumens.

Als Teil einer Planungs- und Testumgebung für die minimal-invasive Chirurgiesimulation [Adler u. a. 2012a] ermöglicht das Verfahren eine Live-Visualisierung kritischer Abstände selbst bei sehr vielen komplexen Modellen. Die Trennung von Aktualisierung und Suche garantiert die für eine harte Echtzeitfähigkeit benötigten geringen Latenzen. Neben der im Fokus stehenden Performanz wurde aber auch die Genauigkeit des Verfahrens betrachtet. Für das untersuchte Beispielszenario (Milz) wurden die approximativen Ergebnisse mit exakten Ergebnissen verglichen, die mit dem Verfahren aus Kapitel 4 ermittelt wurden. Die Abweichungen, bezogen auf einen kritischen Abstand von 2 cm , lagen im Mittel bei $\mu = 6\%$ (1.2 mm) mit einer Standardabweichung von $\delta = 4\%$ (0.8 mm) [Adler u. a. 2012a]. Dieses begrenzte Maß an Ungenauigkeit ist der „Preis“, zu dem die Echtzeitfähigkeit der Abstandsberechnung im Gegenzug erkaufte wurde.

7.4 Automatisierte Entscheidungsunterstützung am Beispiel der TNM-Klassifikation

Wie in Kapitel 2 bereits ausgeführt, erfolgt eine differenzierte Erfassung der Tumormasse in aller Regel nach einer standardisierten Prozedur. Für eine quantitative Erfassung und vergleichende Bewertung des Krankheitsverlaufes unter bzw. nach therapeutischer Behandlung erfolgt die Vermessung der Läsionen üblicherweise nach den RECIST-Kriterien. Das Ziel liegt hierbei in einer zuverlässigen und objektiven wie reproduzierbaren Evaluationsmethode, um das Ansprechen von Therapien zu bewerten und zu dokumentieren.

RECIST zeigt sich allerdings weniger geeignet, um Fortschritt und Bösartigkeit der Erkrankung abzubilden. Für eine Prognose ebenso wie die Auslotung von Therapieoptionen spielen zusätzliche Faktoren eine maßgebliche Rolle, welche durch RECIST gar nicht erfasst werden. In den 1940er Jahren von Pierre Denoix entwickelt und seit 1950 von der UICC weitergeführt, hat sich hierzu das sogenannte TNM-Klassifikationssystem [UICC 2009] als inzwischen meistgenutzter internationaler Standard zur Klassifikation von Tumorausbreitungen etabliert, der nicht zuletzt von Krebsregistern als maßgebliche Referenz herangezogen wird.

TNM steht hierbei für „Tumor, Nodes, Metastases“. Einem umfassenden Regelwerk folgend werden Tumorerkrankungen hierbei in diesen drei Kategorien (*Primärtumor, Lymphknotenbefall, Fernmetastasen*) jeweils unabhängig bewertet und anhand festgelegter Grenzen und Kriterien klassifiziert. Dieser Klassifizierung liegen jahrelange statistische Untersuchungen zugrunde, welche nahelegen, dass sich bei Überschreiten bestimmter Größen oder Vorliegen spezifischer Faktoren die Prognose der Erkrankung deutlich verschlechtert. Abhängig von der konkreten Art des Tumors werden verschiedene TNM-Kombinationen letztlich nach einem ebenfalls vorgegebenen Schema zu einem gemeinsamen übergeordneten (Tumor-)Stadium subsumiert, dessen Grad erfahrungsgemäß mit Prognose und therapeutischen Implikationen korreliert.

| | |
|-------------------------------------|---|
| • Kopf- und Halstumore | • Mammatumore |
| • Tumore des Verdauungstraktes | • Gynäkologische Tumore |
| • Lungen- und Pleuratumore | • Urologische Tumore |
| • Hauttumore | • Augentumore |
| • Tumore der Knochen und Weichteile | • Hodgkin-Lymphome und Non-Hodgkin-Lymphome |

Table 7.1: Vom TNM-Regelwerk unterschiedene Tumorarten [UICC 2009]

Die Durchführung einer TNM-Klassifikation gehört seit langem zur klinischen Routine und stellt hierzulande einen obligatorischen Arbeitspunkt im chirurgischen Workflow dar. Nach Vorgabe der UICC sollte die TNM-Einstufung möglichst abgeschlossen sein, bevor eine Therapie beginnt. Mit ihrem zwar einfach strukturierten, aber komplexen Regelwerk geht ihre manuelle Anwendung aber sowohl mit einem gewissen Zeitfaktor als auch einem latenten geringfügigen Risiko als potentielle Fehlerquelle einher.¹⁵ Eine Computerunterstützung könnte hier in zweierlei Form eine Zeitersparnis sowie einen Gewinn an Sicherheit bedeuten:

1. Durch voll- oder teilautomatische Vermessung und Analyse räumlicher Lagebeziehungen können verschiedene relevante Größen und Faktoren ermittelt und für den Entscheidungsprozess beigelegt werden.
2. Durch eine softwareseitige Umsetzung des bereits sehr formalisierten zugrundeliegenden Regelwerkes ist eine automatische Beschränkung der Fragestellungen auf die letztlich ausschlaggebenden Faktoren möglich. Zudem können Fehler manuell-deduktiver Art im Prinzip ausgeschlossen werden.

Diese beiden Aspekte sollen im Folgenden nun eingehender beleuchtet werden, nachdem zuvor Aufbau und Funktionsweise der TNM-Klassifikation etwas genauer erläutert wurden.

7.4.1 Die TNM-Klassifikation im Detail

Bei der TNM handelt es sich formal gesehen um eine mehrdimensionale Facettenklassifikation, deren drei Kategorien *T* (Primärtumor), *N* (Lymphknotenbefall) und *M* (Fernmetastasen) jeweils unabhängig voneinander graduell eingeteilt sind und entsprechend separat bewertet werden. Das Regelwerk unterscheidet auf höchster Ebene zunächst die verschiedenen Arten maligner Tumore (Tabelle 7.1).

¹⁵nicht zuletzt, weil dieses Regelwerk in bestimmten Abständen auch einer Aktualisierung unterzogen wird, von denen die nächste nach gegenwärtigem Stand für September 2015 zur Veröffentlichung geplant ist [Goldstraw 2013]

| | |
|-----------------------------|--------------------------------------|
| Lippen und Mundhöhle | |
| | ∴ |
| Pharynx | |
| Oropharynx | |
| | Seitenwand |
| | Tonsillen |
| | Fossa tonsillaris |
| | Glassotonsillarfurche |
| | Gaumenbögen |
| | Hinterwand |
| | Obere Wand |
| | orale Oberfläche des weichen Gaumens |
| | Uvula |
| Nasopharynx | |
| | Dach des Nasopharynx |
| | Seitenwand |
| | Untere Wand |
| | Hinterwand |
| Hypopharynx | |
| | Pharyngoösophageale Grenze |
| | Sinus piriformis |
| | Hypopharynxhinterwand |
| Larynx | |
| Supraglottis | |
| | Suprahyoidale Epiglottis |
| | Aryepiglottische Falte |
| | Arythenoidgegend |
| | Infrahyoidale Epiglottis |
| | Taschenfalten |
| Glottis | |
| | Stimm lippe(n) |
| | Vordere Kommissur |
| | Hintere Kommissur |
| Subglottis | |
| Nasen- und Nasennebenhöhlen | |
| | ∴ |
| Große Speicheldrüsen | |
| | ∴ |
| Schilddrüsen | |
| | ∴ |

Tabelle 7.2: TNM-Klassifikation: Anatomische Bereiche für Hals- und Kopf-Tumore. Für die Bereiche des Pharynx und Larynx wurde beispielhaft jeweils zusätzlich noch eine Detaillierung in die entsprechenden Unterbereiche angegeben.

Für jede dieser Tumorarten¹⁶ nimmt die TNM eine Untergliederung in anatomische Bereiche und Unterbereiche vor (Tabelle 7.2), wobei sie sich hierzu an der *International Classification of Diseases for Oncology* (ICD-O, [Fritz 2000]) orientiert und die entsprechenden Kodierungen referenziert. Auf der Ebene dieser anatomischen Bereiche werden zunächst die assoziierten regionalen Lymphknoten deklariert und anschließend die für diesen Bereich gültigen konkreten Klassifikationskriterien definiert. Die Lage des Primärtumors entscheidet letztlich, welche der regional verschiedenen Klassifikationen Anwendung findet.

Genauer gesagt werden stets zwei verschiedene Klassifikationsschemata angegeben. Bei der TNM handelt es sich um ein duales System, welches eine klinische (prätherapeutische) und eine pathologische (postoperative histopathologische) Klassifikation inkludiert. Es ist wichtig, zwischen diesen beiden Klassifikationsformen zu differenzieren, da sie nicht nur auf verschiedenen Untersuchungsmethoden basieren, sondern auch unterschiedlichen Zwecken dienen.

Die cTNM¹⁷ wird üblicherweise auf Basis klinischer und bildgebender Methoden ermittelt. Sie stellt im Allgemeinen die Grundlage für die Wahl von Therapieform und -umfang dar. Für die pTNM werden dagegen die Ergebnisse aus feingeweblichen (histopathologischen) Untersuchungen herangezogen. Sie bildet die wesentliche Basis für die prognostische Bewertung, kann ferner aber auch eine etwaige adjuvante Behandlung bestimmen. Ein Vergleich zwischen cTNM und pTNM kann helfen, die Genauigkeit und Aussagekraft der für die Bestimmung der cTNM verwendeten klinischen und bildgebenden Methoden zu bewerten. Daher ist es wichtig, sowohl die klinische als auch die pathologische Klassifikation in der Fallakte festzuhalten.

Bei den nachfolgenden Ausführungen werden wir uns grundsätzlich auf die (c)TNM beschränken. Ebenso soll in diesem Rahmen auch nicht tiefgründiger auf bisweilen verwendete Zusatzangaben und Deskriptoren für z. B. ein histopathologisches Grading (*G*), den Residual-Tumor-Status (*R*), eine lymphatische oder venöse Invasion (*L* bzw. *V*) oder den allgemeinen Grad an Sicherheit (*C*) eingegangen werden.

Beispielhaftes Klassifikationsschema für den Bereich Oropharynx

Im Folgenden soll beispielhaft die TNM-Klassifikation des Oropharynx vorgestellt werden. Für einen Tumor werden hier die Klassen T₁–T₃ bei unterschiedlichen Maximalausdehnungen *ohne* Infiltration umliegender Bereiche vergeben. Dies ist auch bei einigen anderen anatomischen Bereichen gleichermaßen der Fall, jedoch nicht die generelle Regel. Bei den höheren Klassen T_{4a} und T_{4b} sind umliegende Strukturen unterschiedlicher Kritikalität infiltriert worden.

¹⁶mit Ausnahme der Hodgkin- und Non-Hodgkin-Lymphome

¹⁷Wenn lediglich die Bezeichnung „TNM“ verwendet wird, wird hierunter üblicherweise die cTNM verstanden.

- TX.** Primary tumour cannot be assessed
- T0.** No evidence of primary tumour
- Tis.** Carcinoma in situ
- T1.** Tumour 2 cm or less in greatest dimension
- T2.** Tumour more than 2 cm but not more than 4 cm in greatest dimension
- T3.** Tumour more than 4 cm in greatest dimension
- T4a.** Tumour invades any of the following: larynx deep/ extrinsic muscle of tongue (genioglossus, hyoglossus, palatoglossus, and styloglossus), medial pterygoid, hard palate, and mandible
- T4b.** Tumour invades any of the following: lateral pterygoid muscle, pterygoid plates, lateral nasopharynx, skull base; or encases the carotid artery

Bezüglich der regionalen Lymphknotenmetastasen ist neben dem größten Durchmesser¹⁸ auch die Quantität sowie die Lateralität der befallenen Lymphknoten ausschlaggebend. Dabei kann die gleiche Klasse (z. B. N₂) sich durch eine unterschiedliche Kombination jeweils verschiedener Einzelausprägungen ergeben.

- NX.** Regional lymph nodes cannot be assessed
- N0.** No regional lymph node metastasis
- N1.** Metastasis in a single ipsilateral lymph node, 3 cm or less in greatest dimension
- N2.** Metastasis in a single ipsilateral lymph node, more than 3 cm but not more than 6 cm in greatest dimension; or in multiple ipsilateral lymph nodes, none more than 6 cm in greatest dimension; or in bilateral or contralateral lymph nodes, none more than 6 cm in greatest dimension
- N2a.** Metastasis in a single ipsilateral lymph node, more than 3 cm but not more than 6 cm in greatest dimension
- N2b.** Metastasis in multiple ipsilateral lymph nodes, none more than 6 cm in greatest dimension
- N2c.** Metastasis in bilateral or contralateral lymph nodes, none more than 6 cm in greatest dimension
- N3.** Metastasis in a lymph node more than 6 cm in greatest dimension

Bezüglich der Fernmetastasen wird einzig das Vorhandensein (*M₁*) oder Nicht-Vorhandensein (*M₀*) unterschieden. Wurden lediglich Aufnahmen des anatomi-

¹⁸bezogen wird sich beim Durchmesser immer auf den jeweils größten befallenen Lymphknoten

schen Bereiches des Primärtumors (z. B. CT des Halses) angefertigt, so kann ohne zusätzlichen Befund einer anderen Region (z. B. PET-CT des Abdomen) über die Fernmetastasen für gewöhnlich keine Aussage getroffen werden (*MX*).

MX. Distant metastasis cannot be assessed

M0. No distant metastasis

M1. Distant metastasis

Diese Klassifikation der Fernmetastasen erfolgt letztlich für alle anatomischen Bereiche nach exakt demselben Schema. In gleicher Weise sind auch die Bedeutungen der Ausprägungen *TX*, *To*, *Tis* ebenso wie *NX* und *No* für sämtliche Bereiche identisch. Generell bedeutet die Angabe *X* dabei, dass die vorliegenden Untersuchungsergebnisse zu der entsprechenden Kategorie keine Aussage zulassen, während eine *o* das Fehlen einer entsprechend gesicherten Evidenz widerspiegelt. (In diesem Sinne sind z. B. bei okkulten Karzinomen auch $T_0 N_{\geq 1}$ als Kombinationen möglich.) Diese global gültigen Ausprägungen wurden in der angegebenen Klassifikation jeweils durch Unterstreichung hervorgehoben.

7.4.2 Computerunterstützung für die TNM-Klassifikation

Der folgende Abschnitt soll sich eingehender mit den Möglichkeiten einer Computerunterstützung für die TNM-Klassifikation auseinandersetzen. Wir beschränken uns bei unseren Ausführungen auf die Gruppe der Kopf-Hals-Tumore. Die hierfür entwickelten Konzepte und Lösungsansätze sind auf die anderen Tumorarten im Wesentlichen 1:1 übertragbar. Das allgemeine Ziel soll darin bestehen, ein Verfahren zu konzipieren und umzusetzen, welches die (subjektiven) medizinischen Einzelbeurteilungen dem Arzt überlässt, aber aus diesen Informationen die maximal möglichen objektiven Schlussfolgerungen zieht.

Um dieses Ziel zu erreichen, analysieren wir zunächst die formalen Eigenschaften der TNM-Klassifikation, die sich aus den Ausführungen des Handbuchs [UICC 2009] ableiten lassen. Anschließend stellen wir Anforderungen auf, die eine algorithmische Formalisierung im optimalen Falle erfüllen sollte. Nach einer Vorstellung unseres Lösungsansatzes gehen wir schließlich darauf ein, welche der Kriterien im Rahmen einer software-technischen Umsetzung durch automatische wie semi-automatische Vermessungen und räumliche Analysen beigesteuert werden könnten.

Analyse der formalen Eigenschaften der TNM

Bei eingehender Auseinandersetzung mit Aufbau und Funktionsweise des Regelwerkes kann man für die TNM-Klassifikation folgende formalen Eigenschaften identifizieren:

1. Die drei Kategorien *T*, *N* und *M* sind unabhängig voneinander. Das Ergebnis der Klassifikation einer Kategorie hat keinen Einfluss auf das einer anderen.
2. Die TNM ist strikt hierarchisch aufgebaut. Die Einordnung der Lage des Primärtumors innerhalb dieser anatomischen Hierarchie bestimmt, welcher Satz von Kriterien Anwendung zu finden hat.
3. Die Mengen konkreter möglicher Klassen-Ausprägungen für die Kategorien *T* und *M* variieren je nach anatomischem Bereich.
4. Es handelt sich aus formaler Sicht um eine echte Klassifikation, d. h. eine *exhaustive Dekomposition* der Gesamtmenge in zueinander *disjunkte Teilmengen*. Bei *Vollständigkeit*¹⁹ der Angaben ergibt sich eine eindeutige Klasse – eine Unterspezifizierung ist in diesem Falle nicht möglich, und eine Überspezifizierung ist strukturell bedingt zwingend widerspruchsfrei.
5. Für jede Klasse werden ein oder mehrere Einzelkriterien abgeprüft, welche miteinander lediglich konjunktiv und/oder disjunktiv²⁰ verknüpft sind.
6. Bestimmte ausgewählte Überprüfungen sind dabei zwischen verschiedenen anatomischen Bereichen identisch bzw. stellen in eine Richtung eine Verschärfung dar.
7. Jedes Einzelkriterium kann eine der folgenden Formen annehmen:
 - a) Ausdehnung des Tumors in weitere anatomische (Unter-)Bereiche der Hierarchie
 - b) (Maximaler) Durchmesser einer Läsion (Tumor oder größter befallener Lymphknoten)
 - c) Infiltration einer Struktur oder einer anatomisch klar abgegrenzten Region, die nicht gemäß (a) durch die Hierarchie abgebildet ist
 - d) Quantität (des Lymphknotenbefalls)
 - e) Lateralität (des Lymphknotenbefalls relativ zum Primärtumor)
 - f) sonstige individuelle (d. h. nicht verallgemeinerbare) Faktoren
8. Jedes Einzelkriterium lässt sich unabhängig von den anderen Einzelkriterien beantworten.
9. Basierend auf den erhobenen Ergebnissen der klinischen und bildgebenden Untersuchungen lässt sich nicht immer für sämtliche Kriterien eine abschließende Antwort geben, sodass es in diesen Situationen auf ein „*Unbekannt*“ hinausläuft.
10. Ansonsten kommen für die meisten Einzelkriterien nur die Antworten „*Ja*“ oder „*Nein*“ in Frage. Neben den Größenmaßen sowie der Quantität und Lateralität des Lymphknotenbefalls existieren zum Teil aber auch Einzelkriterien mit einer endlichen Menge möglicher Optionen als Ausprägung.

¹⁹ d. h., ausschließlich die Antworten „*Ja*“ bzw. „*Nein*“, keine Enthaltungen

²⁰ d. h., durch „*Und*“ bzw. „*Oder*“

11. Eine bereits als zutreffend ermittelte Klasse (z. B. T_3 aufgrund eines Tumordurchmessers $\geq 4\text{cm}$ beim Oropharynx) kann durch ergänzend zutreffende Fakten lediglich verschlechtert werden (z. B. T_4 bei ebenfalls vorliegender Infiltration des Unterkiefers).

Anforderungen an eine algorithmische Formalisierung

Im optimalen Falle sollte eine algorithmische Formalisierung der TNM-Klassifikation und eine darauf aufbauende software-technische Umsetzung die folgenden Kriterien erfüllen:

1. Die Kategorien sollten unabhängig voneinander bewertet werden. Eine fehlende Information für T sollte also beispielsweise dennoch eine vollständige Klassifikation für N erlauben.
2. Es muss die Möglichkeit bestehen, Angaben zu einzelnen Kriterien mangels Kenntnis bzw. Evidenz grundsätzlich auch offenzulassen. Eine unterlassene Angabe darf weder als Bejahung noch Verneinung ausgelegt werden.
3. Es sollte vorzugsweise möglich sein, auch über noch unvollständige Angaben bereits eine Klassifikation vorzunehmen. Das Ergebnis einer solchen „Semi-Klassifikation“ wäre ein Intervall, innerhalb dessen sich das Ergebnis bei entsprechend vervollständigten Angaben wiederfinden muss. Ein TX entspricht somit konzeptuell dem Intervall zwischen T_0 und der maximalen T -Klasse dieses anatomischen Bereiches (z. B. $[T_0 : T_{4b}]$ im Falle des Oropharynx).
4. Wurde eine vollständige Klassifikation erfolgreich durchgeführt, so sollte die Information bereitgestellt werden, welche Kriterien hierfür ausschlaggebend waren.
5. War dagegen nur eine unvollständige Klassifikation möglich, so sollte die Information bereitgestellt werden, welche noch unbeantworteten Einzelkriterien zur „nächstweiteren Eingrenzung“ einer Beantwortung bedürfen. Unter selbiger soll die Bestätigung oder der Ausschluss der aktuell schlechtestmöglichen Klasse verstanden werden.
6. Die inhärente hierarchische Struktur der TNM sollte soweit wie möglich ausgenutzt werden, um auch Angaben für tiefere Positionen abzuleiten, die sich aus solchen an höherer Stelle ergeben.
7. Die Formalisierung sollte berücksichtigen, dass Ergebnisse aus Vermessungen oder Analysen räumlicher Lagebeziehungen auf möglichst einfache Weise integriert werden können.

Softwaretechnische Umsetzung

Im Folgenden soll der Lösungsansatz präsentiert werden, der für eine software-technische Umsetzung einer computergestützten TNM-Klassifikation entwickelt wurde. Bei der schrittweisen Konzeption und Realisierung wurden die über den

formalen Aufbau der TNM gewonnenen Erkenntnisse herangezogen und die herausgearbeiteten Anforderungen berücksichtigt. Das Ziel bestand in einer durchdachten Modellierung der Informationen des TNM-Regelsystems auf der einen und der fallspezifischen Daten auf der anderen Seite in Verbindung mit einer intelligenten Prozessierung, die aus diesen Daten ein Maximum an Ergebnisinformationen ableitet.

Angeichts der strikt hierarchischen Grundstruktur, die der TNM in Form der definierten anatomischen Bereiche und Unterbereiche (siehe Tabelle 7.2) inhärent zugrunde liegt, war es nur allzu naheliegend, eine XML-basierte Repräsentation anzustreben. Entsprechend wurde zur Darstellung des formalen Regelsystems eine XML-Datei konstruiert, welche in ihrem führenden Hauptteil zunächst diese anatomische Hierarchie wiedergibt. Das Grundkonzept basiert nun darauf, dass jene XML-Baumstruktur an geeigneten Stellen mit Informationen zu den TNM-Klassen und den hierfür zu prüfenden Kriterien angereichert ist, wobei wir zunächst vereinfachend annehmen wollen, dass diese Informationen genau in den Knoten jener Hierarchie-Ebene hinterlegt sind, auf der auch die TNM ihre Kriterien definiert:

```
[...]
<district id="2" name="Pharynx">
  <district id="2A" name="Oropharynx">
    <sub_district id="2A:1" name="Vorderwand">
      <sub_district id="2A:1A" name="Zungengrund"/>
      <sub_district id="2A:1B" name="Vallecula"/>
    </sub_district>
    <sub_district id="2A:2" name="Seitenwand">
      <sub_district id="2A:2A" name="Tonsillen"/>
      <sub_district id="2A:2B" name="Fossa tonsillaris"/>
      <sub_district id="2A:2C" name="Glassotonsillarfurche"/>
      <sub_district id="2A:2D" name="Gaumenbögen"/>
    </sub_district>
    <sub_district id="2A:3" name="Hinterwand"/>
    <sub_district id="2A:4" name="Obere Wand">
      <sub_district id="2A:4A" name="orale Oberfläche des
        weichen Gaumens"/>
      <sub_district id="2A:4B" name="Uvula"/>
    </sub_district>
    <tnm_definitions>
      [...]
    </tnm_definitions>
  </district>
  [...]
</district>

[...]

<referred_tnm_aspects>
  [...]
</referred_tnm_aspects>
```

Solch ein TNM-Definitions-Block besteht aus einer Liste von TNM-Klassenangaben. Jede solche TNM-Klassenangabe führt wiederum mit ihr assoziierte TNM-Kriterien in disjunktiver Normalform auf, was wie folgt zu verstehen ist: Jeder direkte Kindknoten stellt eine Möglichkeit dar, diese Klasse konkludent zu bestätigen. Jeder dieser Kindknoten kann dabei entweder ein einzelnes Kriterium sein oder eine Kombination (d. h. Konjunktion) von Kriterien, die allesamt zu gelten haben. Für die Klassen *T4a* und *N2a* des Oropharynx würde sich dies beispielsweise wie folgt darstellen:

```
<tnm_t_class value="T4b">
  <tnm_aspect ref="musculus_ptyerygoideus_lateralis"/>
  <tnm_aspect ref="lateral_lamina_of_ptyerygoid_process"/>
  <tnm_aspect ref="skull_base"/>
  <tnm_aspect ref="encases_arteria_carotis_interna"/>
  <tnm_aspect ref="other_inoperable_structure"/>
</tnm_t_class>
```

```
<tnm_t_class value="N2a">
  <tnm_aspect_combination>
    <tnm_aspect type="max_ln_diameter" condition="gt"
      comparison_value="3.0" unit="cm"/>
    <tnm_aspect type="max_ln_diameter" condition="leq"
      comparison_value="6.0" unit="cm"/>
    <tnm_aspect type="ln_laterality" value="ipsilateral"
      "/>
    <tnm_aspect type="ln_quantity" value="single"/>
  </tnm_aspect_combination>
</tnm_t_class>
```

Man beachte hier, dass die Kriterien bei *T4a* jeweils einzelne Optionen darstellen (d. h., es genügt, dass eines erfüllt ist), wohingegen die bei *N2a* angegebenen Kriterien einer Kombination angehören (d. h. alle müssen erfüllt sein), wobei diese wiederum selbst die einzige Option für *N2a* darstellt.

Für den Typ eines Einzelkriteriums gibt es dabei die folgenden möglichen Ausprägungen:

| | |
|-----------------|--|
| tumor_diameter | Tumor-Durchmesser (gemessener Wert wird mittels Vergleichsfunktion <code>condition</code> mit <code>comparison_value</code> verglichen) |
| max_ln_diameter | Max. Durchmesser befallener Lymphknoten (gemessener Wert wird mittels Vergleichsfunktion <code>condition</code> mit <code>comparison_value</code> verglichen) |
| ln_quantity | Quantität des Lymphknotenbefalls (mögliche Werte sind: <code>unknown</code> , <code>solitary</code> , <code>multiple</code>) |
| ln_laterality | Lateralität des Lymphknotenbefalls (mögliche Werte sind: <code>unknown</code> , <code>ipsilateral</code> , <code>contralateral</code> , <code>bilateral</code> , <code>unilateral</code>) |

| | |
|--------------------------|--|
| infiltratable | Infiltrierbare Struktur bzw. (nicht-hierarchische) Region (mögliche Werte sind: unknown , yes , no) |
| spread | Ausbreitung des Primärtumors in andere Bereiche der Hierarchie (mögliche Werte: inside , outside mit ergänzender Bereichs-ID; bedeutet, dass der Tumor in den angegebenen Bereich hinein bzw. aus diesem heraus gewachsen ist) |
| assessment_factor | Sonstiger Bewertungsfaktor (mögliche Werte sind jeweils als Kinder des angegeben) |
| ref | Es handelt sich um den Verweis auf einen Eintrag in einer Liste bestimmter Kriterien, auf welche sich an gleich mehreren Stellen der TNM-Hierarchie bezogen wird (mögliche Werte: eindeutiger Identifikator des gewünschten Kriteriums) |

Nachdem eine erste vollständige Initial-Version der XML-Hierarchie vorlag, wurde diese auf das Vorhandensein von Redundanzen hin geprüft und diese entsprechend aufgelöst. Zunächst bewirkte dies die Einführung des bereits genannten neuen Typs „ref“. Im zweiten Schritt wurden diejenigen Einzelkriterien aus einer Klasse entfernt, die selbige gegen die nächst kritischere abgrenzten. Diese würden beim Test der nächst kritischeren Klasse ohnehin geprüft. Hierdurch konnten zahlreiche Kombinationen auf Einzelkriterien reduziert werden. Die Klassifikation für *N2a* und *N2b* reduzierte sich damit letztlich auf lediglich folgende Angaben:

```
<tnm_t_class value="N2a">
  <tnm_aspect type="max_ln_diameter" condition="gt"
    comparison_value="3.0" unit="cm"/>
</tnm_t_class>
<tnm_t_class value="N2b">
  <tnm_aspect type="ln_quantity" value="multiple"/>
</tnm_t_class>
```

Die sich auf diese Weise ergebende vollständige TNM-Klassifikation für den Oropharynx kann dem Listing auf der nachfolgenden Seite entnommen werden.

Basierend auf einem nach diesem Schema definierten Bestand formalisierter TNM-Regeln wurde ein Klassifikationsalgorithmus für *T* und *N* entworfen und implementiert, der die gestellten Anforderungen möglichst umfassend erfüllen sollte. Dem Klassifikationsalgorithmus liegen dabei folgende aus den zur TNM gewonnenen Erkenntnissen abgeleitete Schlussfolgerungen zugrunde:

1. Eine bereits als zutreffend ermittelte Klasse kann durch ergänzend zutreffende Fakten lediglich verschlechtert werden.
2. Ein konkludentes „Ja“ zu einer Klasse legt diese somit als untere Schranke der Klassifikation fest.
3. Für die Fixierung einer Klasse als obere Schranke bedarf es dagegen eines konkludenten „Nein“ für sämtliche schwerwiegendere Klassen.

```

[...]
```

`<district id="2" name="Pharynx">`

```

  <district id="2A" name="Oropharynx">
    [...]
    <tnm_definitions>
      <tnm_t_class value="T1">
        <tnm_aspect type="tumor_diameter" condition="geq"
          comparison_value="0.0" unit="cm"/>
      </tnm_t_class>
      <tnm_t_class value="T2">
        <tnm_aspect type="tumor_diameter" condition="gt"
          comparison_value="2.0" unit="cm"/>
      </tnm_t_class>
      <tnm_t_class value="T3">
        <tnm_aspect type="tumor_diameter" condition="gt"
          comparison_value="4.0" unit="cm"/>
      </tnm_t_class>
      <tnm_t_class value="T4a">
        <tnm_aspect ref="outer_muscles_of_tongue"/>
        [...]
        <tnm_aspect ref="lower_mandible"/>
      </tnm_t_class>
      <tnm_t_class value="T4b">
        <tnm_aspect ref="musculus_pterygoideus_lateralis"/>
        [...]
        <tnm_aspect ref="encases_arteria_carotis_interna"/>
      </tnm_t_class>

      <tnm_t_class value="N1">
        <tnm_aspect type="max_ln_diameter" condition="geq"
          comparison_value="0.0" unit="cm"/>
      </tnm_t_class>
      <tnm_t_class value="N2a">
        <tnm_aspect type="max_ln_diameter" condition="gt"
          comparison_value="3.0" unit="cm"/>
      </tnm_t_class>
      <tnm_t_class value="N2b">
        <tnm_aspect type="ln_quantity" value="multiple"/>
      </tnm_t_class>
      <tnm_t_class value="N2c">
        <tnm_aspect type="ln_laterality" value="bilateral"/>
        <tnm_aspect type="ln_laterality" value="contralateral"
          "/>
      </tnm_t_class>
      <tnm_t_class value="N3">
        <tnm_aspect type="max_ln_diameter" condition="gt"
          comparison_value="6.0" unit="cm"/>
      </tnm_t_class>
    </tnm_definitions>
  </district>
</district>
[...]
```

Die grundsätzliche Funktionsweise stellt sich dementsprechend wie folgt dar: Beginnend mit der schwerwiegendsten werden alle Klassen der Reihe nach absteigend überprüft. Für jede weitere zu testende Klasse gelten dabei die folgenden Prinzipien:

- Wenn das Ergebnis für alle zuvor getesteten Klassen *negativ* war, ist die aktuelle Klasse das neue Intervall-Maximum, ansonsten bleibt das bisherige Maximum erhalten.
- Das Ergebnis für die aktuelle Klasse wird wie folgt ermittelt:
 - Wenn eine einzige Einzelprüfung positiv verläuft, ist das Ergebnis für die aktuelle Klasse *positiv*.
 - Wenn sämtliche Einzelprüfungen negativ verlaufen, ist das Ergebnis für die aktuelle Klasse *negativ*.
 - Ansonsten ist das Ergebnis für die aktuelle Klasse *unbekannt*.
- Ist das auf diese Weise ermittelte Ergebnis für die aktuelle Klasse *positiv*, so definiert es das neue wie zugleich abschließende Intervall-Minimum und der Algorithmus bricht ab.

Im Zuge der Überprüfungen der Einzeltests werden zwei getrennte Listen geführt und kontinuierlich aktualisiert, die erfassen, welche als zutreffend bewerteten Kriterien am Ende die entsprechend ausschlaggebenden waren (*RulingIssues* bzw. *FührendeKriterien*) und welche offenen Kriterien zur weiteren Eingrenzung noch beantwortet werden müssten (*OpenIssues* bzw. *OffeneKriterien*). Das Verfahren für die T-Klassifikation stellt sich insgesamt wie in Algorithmus 7.1 und Algorithmus 7.2 zu sehen dar. Die dort in Pseudo-Code-Notation angegebenen Abläufe nutzen bereits verschiedene Abhängigkeiten aus, um aus möglichst wenig Informationen ein möglichst hohes Maß an Erkenntnis zu gewinnen und so auch Aussagen zu an sich unterspezifizierten Klassifikationen bieten zu können.

Es ist jedoch möglich, das Klassifikationsverfahren um einen erweiterten Deduktionsmechanismus auszubauen, der es erlaubt, auch entsprechend verallgemeinerte Aussagen auf höheren Hierarchieebenen mit zu berücksichtigen. So besitzen beispielsweise alle drei Bereiche des *Larynx* (*Supraglottis*, *Glottis* und *Subglottis*) das gleiche Schema zur N-Klassifikation. Positioniert man diese Kriterien also eine Ebene höher in der Hierarchie und assoziiert sie direkt mit dem *Larynx*, so kann trotz nicht näher spezifizierter Lage des Primärtumors in *Supraglottis*, *Glottis* oder *Subglottis* die N-Klassifikation im Gegensatz zur T-Klassifikation dennoch durchgeführt werden, auch wenn für die Lokalisation lediglich allgemein der *Larynx* angegeben ist.

Dieser Verallgemeinerungs-Ansatz ist dabei nicht nur für vollständige Klassen oder das komplette Klassifikationsschemata umsetzbar. Auch einzelne Kriterien (-kombinationen) lassen sich auf höherer Ebene fusionieren. So lässt sich beispielsweise im Falle des *Pharynx* bei einem „befallenen Lymphknoten mit einem Durchmesser von mehr als 6cm“ bereits ohne Prüfung der darunterliegenden

Algorithmus KLASIFIZIERE T

Eingabe:

- 1:
 - **Lok**: Primärbereich des Tumors
 - **Ext**: weitere angegebene Bereiche mit Ausdehnung des Tumors
 - **Dig**: Dignität/Malignität des Tumors
 - **Infilt**: Liste der angegebenen oder ermittelten Infiltrationen
 - **Assess**: Sonstige angegebene Bewertungsfaktoren

Ausgabe:

- 2:
 - **KlassifikationsErgebnis** [$T_{min} : T_{max}$]: Intervall möglicher Klassen, die sich den bereitgestellten Informationen zufolge ergeben
 - **FührendeKriterien**: Liste der Kriterien, die Ausschlag für T_{min} gaben
 - **OffeneKriterien**: Liste der offenen Kriterien, die für eine weitere Einschränkung von T_{max} beantwortet werden müssten

Initialisierung:

- 3: *FührendeKriterien* ← leere Liste
- 4: *OffeneKriterien* ← leere Liste
- 5: *AlleTKlassen* ← (sortierte) Liste aller für diesen Bereich validen Klassen
- 6: $T_{max} \leftarrow \max(\text{AlleTKlassen})$, $T_{akt} \leftarrow \max(\text{AlleTKlassen})$

Prüfung der Malignitätsangabe:

- 7: **wenn** *Dig* = „In-situ“ **dann gib zurück** [$T_{is} : T_{is}$]
- 8: **wenn** *Dig* = „Gutartig“ **dann gib zurück** [$T_0 : T_0$]
- 9: **wenn** *Dig* = „Unbekannt“ **dann gib zurück** [$T_x : T_x$]

Prüfung aller weiteren Klassen:

- 10: **für** $T_{akt} = \max(\text{AlleTKlassen}) \dots \min(\text{AlleTKlassen})$ **tue**
 - 11: **wenn** *OffeneKriterien* leer **dann**
 - 12: $T_{max} \leftarrow T_{akt}$
 - 13: **für alle** *KombiKriterium* \in *AlleKombiKriterien*(T_{akt}) **tue**
 - 14: PrüfeKombi(*KombiKriterium*, *OffeneKriterien*, *FührendeKriterien*)
 - 15: **wenn** *Prüfergebnis* = Ja **dann**
 - 16: **gib zurück** [$T_{curr} : T_{max}$]
 - 17: **wenn** *OffeneKriterien* leer **dann**
 - 18: **gib zurück** [$T_0 : T_0$]
 - 19: **sonst**
 - 20: **gib zurück** [$T_0 : T_{max}$]
-

Algorithmus 7.1: Algorithmus zur Ermittlung der T-Klassifikation in Pseudocode-Notation.

Algorithmus PRÜFE KOMBI

Eingabe:

- 1:
 - **KombiKriterium:** Kombiniertes Kriterium (= Konjunktion von Einzelkriterien) für eine einzelne Klasse
 - **FührendeKriterien:** Liste der Kriterien, die Ausschlag für T_{min} gaben
 - **OffeneKriterien:** Liste der offenen Kriterien, die für eine weitere Einschränkung von T_{max} beantwortet werden müssten

Ausgabe:

- 2:
 - **Gesamtergebnis:** Ja / Nein / Unbekannt als mögl. Ergebnis der Prüfung
 - **FührendeKriterien:** Liste der Kriterien, die Ausschlag für T_{min} gaben
 - **OffeneKriterien:** Liste der offenen Kriterien, die für eine weitere Einschränkung von T_{max} beantwortet werden müssten
 - 3: Gesamtergebnis \leftarrow Nein
 - 4: OffeneKriterien_akt \leftarrow Leere Liste
 - 5: **für alle Einzelkriterium** \in AlleEinzelkriterien(KombiKriterium) **tue**
 - 6: PrüfeEinzel(Einzelkriterium, OffeneKriterien, FührendeKriterien)
 - 7: **wenn Einzelergebnis = Ja dann**
 - 8: Hänge Einzelkriterium an FührendeKriterien an
 - 9: Gesamtergebnis \leftarrow Ja
 - 10: **wenn Einzelergebnis = Unbekannt und Gesamtergebnis \neq Nein dann**
 - 11: Hänge Einzelkriterium an OffeneKriterien_akt an
 - 12: Gesamtergebnis \leftarrow Unbekannt
 - 13: **wenn Gesamtergebnis = Ja dann**
 - 14: Hänge alle Einträge aus OffeneKriterien_akt an OffeneKriterien an
 - 15: Gesamtergebnis \leftarrow Ja
 - 16: **gib zurück Gesamtergebnis**
-

Algorithmus 7.2: Unteralgorithmus zur Überprüfung eines kombinierten Kriteriums (d. h. einer Konjunktion von Einzelkriterien) in Pseudocode-Notation.

Bereiche der Status N_3 feststellen, während es für den *Nasopharynx* darüber hinaus auch eine „Ausbreitung in die Supraklavikulargrube“ als zusätzliche Variante für N_3 gibt. Dieses Prinzip der Verallgemeinerung lässt sich prinzipiell immer dann anwenden, wenn sich für alle Kindbereiche des gleichen Elternbereiches ein größter gemeinsamer Nenner an Kriterien finden lässt. So impliziert ein bilateraler Lymphknotenbefall im *Nasopharynx* die Klasse N_2 , während im *Oropharynx* und *Hypopharynx* bereits ein kontralateraler²¹ Befall für N_2 (genauer

²¹*bilateral* kann als Spezialfall von *kontralateral* angesehen werden

gesagt N_{2c}) genügt. Damit kann bereits allgemein für den gesamten *Pharynx* im Falle eines bilateralen Befalls ohne Prüfung der drei darunter angeordneten Bereiche automatisch ein N_2 als Mindestklasse abgeleitet werden.

Um diese Funktionalität umzusetzen, wurde die XML-basierte Datenbasis dahingehend überarbeitet. Immer dann, wenn alle Kindknoten des gleichen Elternknotens bezüglich irgendeiner ausgewählten Klasse einen nicht-leeren „größten gemeinsamen Nenner“²² besaßen, wurde dieser zusätzlich auch mit dem Elternknoten assoziiert. Ist bei Durchführung einer TNM-Klassifikation der anatomische Bereich an sich unterspezifiziert, so können bisweilen dennoch (Teil-)Aussagen getroffen werden – nämlich immer dann, wenn ein solches nach oben propagiertes Kriterium zutrifft. Treffen sie dagegen (allesamt) nicht zu, muss ermittelt werden, ob die in den Elternknoten angegebenen Kriterien die entsprechende Klasse bereits vollständig beschreiben (z. B. N -Klassifikation beim *Larynx*), oder ob in den Kindknoten noch potentiell weitere alternative Kriterien für diese Klasse folgen könnten (z. B. im Falle von N_3 beim Übergang von *Pharynx* zu *Nasopharynx*). Hierzu wird in jedem Knoten, der irgendwelche Klassifikationskriterien definiert, ein zusätzliches Flag für jede Klasse hinterlegt, die damit abschließend definiert wurde.

Integration von Ergebnissen räumlicher Maße und Lagebeziehungen

Durch automatische oder semi-automatische Vermessungen lassen sich für verschiedene der TNM-relevanten Einzelkriterien die jeweils zutreffenden Antworten ermitteln, wodurch eine zusätzliche Zeitersparnis möglich erscheint und ein Gewinn an Sicherheit und Reproduzierbarkeit garantiert ist. Auf diese Möglichkeiten soll im Folgenden kurz eingegangen werden.

Sofern für die involvierten anatomischen und pathologischen Strukturen bereits eine Segmentierung vorliegt, ist mit Hilfe der in dieser Dissertation vorgestellten Verfahren für die folgenden Kriterien eine Teilautomatisierung direkt umsetzbar. Falls zu den Segmentierungen ergänzend auch weitere benötigte Informationen wie Struktur-Typ oder Malignität bzw. Dignität in Form assoziierter Metadaten hinterlegt sind, ist sogar eine vollautomatische Auswertung möglich. Falls dies nicht der Fall sein sollte, könnten die notwendigen Informationen zur Laufzeit vom Nutzer abgefragt werden.

Tumordurchmesser: Sofern eine Segmentierung des Tumors vorliegt und dieser entweder explizit als bösartig deklariert oder als selbiges angenommen wird, kann dessen Durchmesser mit dem in [Kapitel 4](#) vorgestellten Verfahren vollautomatisch ermittelt werden.

LK-Befall – Quantität: Regionale Lymphknoten sind mit dem in Abschnitt [7.1.1](#) vorgestellten Verfahren weitestgehend vollautomatisch offline bzw. mittels 1-Klick-Methode sehr schnell interaktiv segmentierbar. Vor allem moderat oder sogar stark vergrößerte Lymphknoten können

²²d. h. ein identisches kombiniertes Kriterium bzw. eine gemeinsame Spezialisierung derselbigen

hierbei sehr zuverlässig erfasst werden. Die Entscheidung zum jeweiligen Befallsstatus sollte letztlich durch den medizinischen Experten getroffen werden. Anhand spatialer Kennwerte (vergrößerter Durchmesser oder verstärkte Rundlichkeit²³) oder Textureigenschaften (Indikation einer nekrotischen Beschaffenheit) ließen sich jedoch Vorschläge suspekter Lymphknoten generieren. Diese wiederum ließen sich beispielsweise in ihrer Größe nach absteigend sortierter Reihenfolge durch den Experten effizient bewerten. Dies vorausgesetzt, beschränkt sich die Quantität des Befalls auf das Zählen der metastasierten Lymphknoten.

LK-Befall – Größter Durchmesser: Basierend auf den vorhandenen Segmentierungen der relevanten Lymphknoten und der Metainformation ihres jeweiligen individuellen Befalls kann mit dem in [Kapitel 4](#) vorgestellten Verfahren vollautomatisch der größte Durchmesser unter ihnen bestimmt werden.

LK-Befall – Lateralität: Mittels einfacher geometrischer Seitigkeitstests lassen sich relativ zuverlässig die Seitenlagen von Tumor und (befallenen) Lymphknoten bezüglich der Midsagittalebene bestimmen und daraus wiederum die Lateralität des Lymphknoten-Befalls direkt ableiten. Voraussetzung ist, dass neben den Segmentierungen für Tumor und (befallenen) Lymphknoten auch die der Knochenstrukturen vorliegt, um auf Basis letzterer mit Hilfe des in [Abschnitt 7.2](#) dieses Kapitels beschriebenen Verfahrens zunächst eine Schätzung der Lage der Midsagittalebene ermitteln zu können.

Infiltration von Risikostrukturen: Auch die Infiltration einer Risikostruktur durch den Tumor oder eine seiner Metastasen kann mit Hilfe des in [Kapitel 4](#) vorgestellten Verfahren vollautomatisch ermittelt werden. Zur Option stehen hierbei der Test des Abstandes auf o bzw. Unterschreitung einer Nicht-Differenzierbarkeits-Grenze ebenso wie die Überprüfung eines mehr als punktuellen Infiltrationsrandes. Voraussetzung für eine Automatisierbarkeit dieses Testes ist neben dem Vorhandensein der entsprechenden Segmentierungen auch die mit ihnen assoziierte Metainformation, um welche (Art von) Struktur es sich jeweils handelt.

Für die vorgenannten Kriterien wurden entsprechende algorithmische Lösungen entwickelt und als Teil eines chirurgischen Planungssystems softwareseitig implementiert. Das nachfolgende [Kapitel 8](#) wird diese Planungssoftware eingehender vorstellen und in diesem Zusammenhang die Integration der automatischen TNM-Klassifikation sowie ihre Anwendung im Kontext des chirurgischen Workflows näher beleuchten.

²³Durchmesser von 1cm oder mehr sowie verstärkt kugelförmige statt ellipsoide Form gelten als tendenziell suspekt

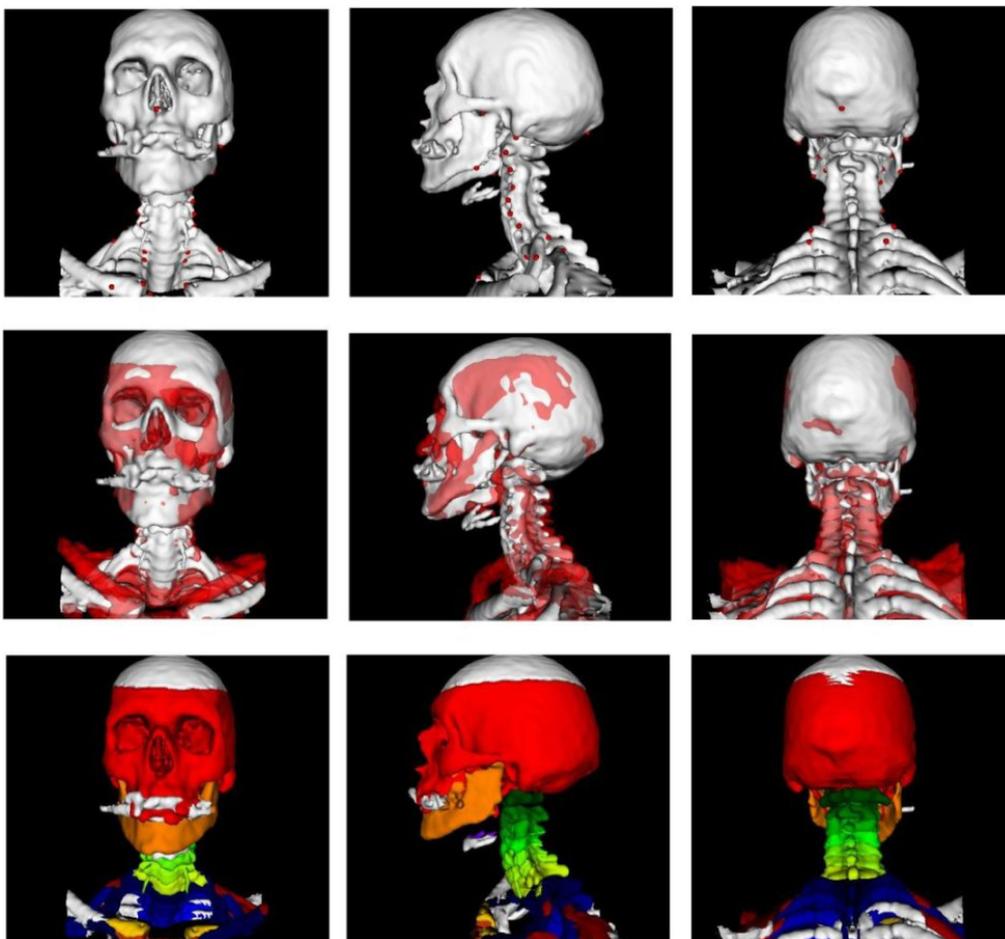
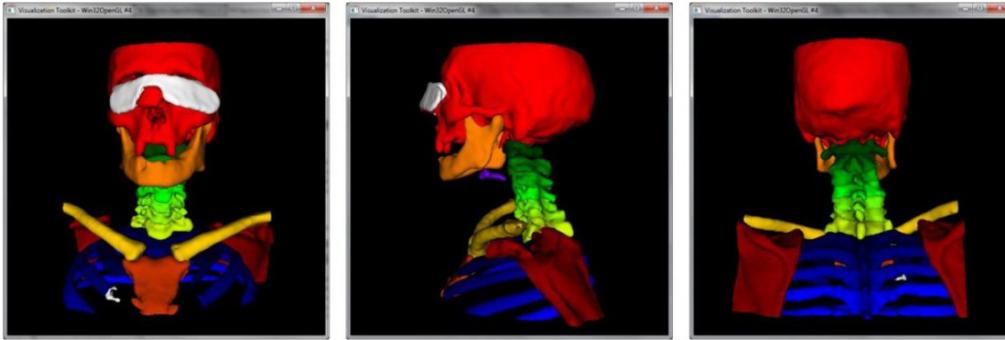


Abbildung 7.16: Funktionsweise des in [Ruf 2011] umgesetzten Verfahrens zur Übertragung der Partitionierung eines Atlas- bzw. Referenz-Datensatzes auf einen neuen Anfragedatensatz. Von oben nach unten: (1) Differenziert partitionierte Segmentierung der Knochenstrukturen des Referenzdatensatzes. (2) Segmentierung der Knochenstrukturen des Anfragedatensatzes mit automatisch ermittelten „aussagekräftigen“ Landmarken. (3) Ergebnis der Registrierung des Anfragedatensatzes auf die Referenz. (4) Ergebnis der Übertragung der Partitionierung von der Referenz auf den Anfragedatensatz. (Quelle: [Ruf 2011]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Sandra Ruf)

Mit zusätzlichem Aufwand sind darüber hinausgehend aber auch die folgenden Kriterien algorithmisch bestimmbar:

- Anatomischer Bereich Primärtumor
- Ausbreitung Primärtumor in weitere (Unter-)Bereiche
- Infiltration abgegrenzter anatomischer Region

Hierzu bedarf es allerdings zunächst einer Bestimmung der entsprechenden durch das TNM-Regelsystem definierten anatomischen Bereiche sowie der in einzelnen Kriterien referenzierten abgegrenzten anatomischen Regionen. Liegt für diese eine räumliche Beschreibung in Form z. B. einer Voxelmaske oder eines Oberflächenmodells vor, so könnte mithilfe ebenfalls vorhandener Segmentierungen der Pathologie die Beantwortung dieser drei zuletzt angeführten Kriterien durch das in [Kapitel 4](#) vorgestellte automatische Verfahren realisiert werden.

Da diese anatomischen Bereiche und Regionen jedoch relativ unscharf begrenzt und ihre Übergänge großteils fließend sind, stellen sie nicht unbedingt ideale Segmentierungsziele dar. Ein möglicher Ansatz besteht darin, die entsprechenden räumlichen Sektionen in einem Atlas oder einem Referenz-Datensatz in gelabelter Weise zu hinterlegen und den patientenindividuellen Datensatz gegen diese Referenz durch eine nicht-rigide Registrierung in Bezug zu setzen.

Für eine derartige Registrierung existieren in der Literatur bereits einzelne Ansätze. Um die prinzipiellen Möglichkeiten im Rahmen des bereits existierenden eigenen Software-Frameworks auszuloten, wurde im Rahmen einer betreuten Abschlussarbeit [[Ruf 2011](#)] ein eigenes Verfahren konzipiert und implementiert. Begrenztes Ziel war es hierbei, unter Zugrundelegung einer differenziert partitionierten Segmentierung der Knochenstrukturen eines Referenzdatensatzes für weitere Datensätze die darin enthaltenen Knochenstrukturen gegen diese Referenz zu registrieren und die Partitionierung auf den neuen Datensatz zu übertragen. [Abbildung 7.16](#) zeigt die Funktionsweise dieses Verfahrens für einen beispielhaften Referenz- und Anfragedatensatz anhand der Ergebnisse zu drei Zeitpunkten der Prozessierung.

7.5 Zusammenfassung

Dieses Kapitel hat sich mit den Möglichkeiten zur Unterstützung des chirurgischen Workflows beschäftigt, die sich im Zusammenhang mit einer vor allem automatischen Ermittlung räumlicher Maße ergeben. Dabei wurden ausgewählte Anwendungsbeispiele herausgegriffen und mit Blick auf diese Fragestellung hin beleuchtet.

Am Beispiel der Lymphknotensegmentierung von [[Dornheim u. a. 2010](#)] wurde herausgestellt, dass räumliche Maße, welche ihrerseits erst auf Basis bereits vorhandener Segmentierungen ermittelt werden, dennoch gewinnbringend wieder in den Segmentierungsprozess zurückfließen können, um dort beispielsweise den

Suchraum vollautomatischer Verfahren deutlich einzugrenzen. Für die Modellglättung zeigte sich die Berücksichtigung von Oberflächenabständen als Möglichkeit, visuell ansprechende Ergebnisse unter gleichzeitiger Erhaltung entscheidungsrelevanter Maße zu erzielen. Für die Bestimmung dieser Oberflächenabstände wurde das in [Kapitel 4](#) präsentierte Verfahren benutzt. Für die Lymphknotensuche erwies sich sein Einsatz dagegen aus Effizienzgründen als wenig sinnvoll und eine *Distance-* bzw. *Expectation-Map* stattdessen als deutlich geeigneter.

Im darauffolgenden Abschnitt wurde zunächst ein selbst entwickeltes Verfahren zur Bestimmung der Midsagittalebene vorgestellt und skizziert, wie sich mithilfe einer solchen Referenz die Seitenlagen von Tumoren und Lymphknoten direkt bestimmen lassen. Außerdem wurde beschrieben, welche weiteren räumlichen Größen und Lagebeziehungen auf einfache Weise ermittelt werden können, auf deren Basis die entsprechenden Strukturen hinsichtlich bestimmter Eigenschaften automatisch getaggt werden können. Der Einsatz einer vollautomatischen Seitenlagenbestimmung in der klinischen Routine setzt allerdings eine zuverlässige Bestimmung der Bezugsebene mit der notwendigen Genauigkeit voraus. Für eine derartige Anforderung konnte sich das vorgestellte Verfahren zur MSE-Schätzung in der Praxis bisher nicht hinreichend bewähren. Zur Generierung eines Initialvorschlages, den der Arzt bei Bedarf anpassen kann und abschließend bestätigen muss, scheint das Verfahren indes verwendbar.

Im letzten Abschnitt wurde ausgeführt, dass eine voll- oder teilautomatische Ermittlung räumlicher Maße und Lagebeziehungen einen großen Gewinn im Rahmen einer Entscheidungsunterstützung darstellen kann. Am Beispiel der TNM-Klassifikation wurde gezeigt, dass diese Maße direkt herangezogen werden können, um dem Chirurgen qualifizierte Vorschläge für die Dateneingabe zu unterbreiten. Die hierzu durchgeführte Formalisierung des TNM-Regelsystems erlaubt aber auch unabhängig eines solchen Automatismus ausgewählter Eingaben eine vollautomatische Durchführung der Klassifikation bei garantierter Minimalisierung der benötigten Informationen.

In den betrachteten Anwendungsfällen konnten die jeweiligen Vermessungen auf unterschiedlichste Weise für weitere Stellen des klinischen Workflows erfolgreich nachgenutzt werden. Insgesamt zeigte sich, dass mit einer automatischen Abstandsberechnung im Allgemeinen und den eigenen entwickelten Konzepten und Technologien im Besonderen sich neue Einsatzfelder erschlossen und zum Teil existierende Lücken geschlossen werden können. Mit der wachsenden Anwendungsvielfalt und dem sich an unterschiedlichen Stellen ergebenden zusätzlichen Nutzen wächst damit sukzessive auch die Berechtigung für den Aufwand, der mit der Durchführung einer initialen Segmentierung einhergeht.

8

Der Tumor Therapy Manager

In den zurückliegenden Kapiteln wurde das dieser Dissertation zugrundeliegende zentrale Thema der qualitativen und quantitativen Bewertung räumlicher Verhältnisse von unterschiedlichster Seite beleuchtet. Es wurden Konzepte und Verfahren zur automatischen Berechnung, visuellen Präsentation und inhaltlichen Verwertung räumlicher Maße vorgestellt, diskutiert und teilweise evaluiert.

In [Kapitel 7](#) wurde beschrieben, in welcher Weise die gezielte Adressierung räumlicher Maße behilflich sein kann, um den chirurgischen Workflow durch eine (Teil-)Automatisierung einzelner Schritte zu unterstützen. Gestützt durch beispielhaft ausgewählte Problemstellungen wurden in diesem Zuge bereits einzelne Prozessketten angedeutet, ohne dass jedoch ein durchgängiges Gesamtkonzept im Fokus stand. Durch die weit gestreuten Beispiele sollte dabei das breite Spektrum an Einsatzmöglichkeiten entlang des klinischen Workflows verdeutlicht werden.

Das folgende Kapitel soll das Gesamtbild nun mit der durchgängigen Betrachtung eines ausgewählten chirurgischen Workflows abrunden. Hierzu wird ein Software-System zur Interventionsplanung und Dokumentation für die HNO-Chirurgie vorgestellt, zu dessen Konzeption und Realisierung ein maßgeblicher Beitrag geleistet wurde. Ein diesem vorausgegangener Forschungs-Prototyp wurde im Rahmen einer universitären Ausgründung vollständig redesigned und unter dem Namen *Tumor Therapy Manager (TTM)* in ein Software-System für die chirurgische Praxis überführt, welches gegenwärtig seine Langzeitevaluierungsphase durchläuft.

Wesentlicher Aspekt dieses Planungssystems ist die zielgerichtete Unterstützung des HNO-Chirurgen entlang des klinischen Workflows mit aussagekräftigen Visualisierungen, Datenintegration sowie Automatisierung beim Planungs-, Entscheidungs- und Dokumentationsprozess. Im Hinblick auf das Kernthema dieser Dissertation wird dabei mit besonderem Fokus auf die durch dieses System realisierte Einbeziehung von räumlichen Maßen und Relationen eingegangen.

In Abschnitt 8.1 und 8.2 wird zunächst die allgemeine Problemstellung motiviert und der Projekthintergrund vorangegangener Forschungstätigkeiten umrissen. Die nachfolgenden Inhaltsabschnitte einleitend, grenzt Abschnitt 8.3 daraufhin noch allgemein den eigenen Beitrag im Kontext der Entwicklung des TTM ab.

Abschnitt 8.4 gibt die Ergebnisse einer Anforderungsanalyse wieder, die die Grundlage der Entwicklung des Tumor Therapy Manager darstellt. Im Anschluss an die Reflexion verwandter Arbeiten zur computergestützten Operationsplanung in Abschnitt 8.5 wird in Abschnitt 8.6 das Software-System selbst vorgestellt.

Abschnitt 8.7 setzt sich mit dem Einsatz und klinischen Nutzen des TTM im chirurgischen Alltag auseinander und geht insbesondere auf zwei klinischerseits durchgeführte Studien ein. In Abschnitt 8.8 wird die Anbindung des TTM an ein beim medizinischen Partner neu entwickeltes Informationssystem *OncoFlow* vorgestellt, dessen besonderer Fokus auf der sukzessiven Integration der wichtigsten im Einsatz befindlichen klinischen Systeme liegt, zu denen auch der TTM gehört. Es wird beschrieben, wie durch Erweiterung des TTM um eine *OncoFlow*-Schnittstelle sich dieser noch besser in die klinischen Abläufe integriert. Abschnitt 8.9 schließt das Kapitel mit einer Zusammenfassung und einem Ausblick ab.

8.1 Motivation

Die optimale Behandlung von Patienten mit Kopf-Hals-Tumoren erweist sich für den Chirurgen als wachsende Herausforderung angesichts eines sich stetig erweiternden Spektrums an therapeutischen Alternativen und zunehmend aufkommenden multidisziplinären Ansätzen. Die Initialdiagnostik gewinnt dabei zunehmend an Bedeutung, nicht zuletzt aufgrund der Vielzahl an radio- und chemotherapeutischen Optionen, welche in Ergänzung zu chirurgischen Eingriffen oder als Ersatz für selbige mit potentiell erheblichen Kostensteigerungen¹ einhergehen können.

Die diagnostische Genauigkeit wird dabei durch die zunehmend wachsende Auflösung und Qualität prätherapeutischer Bildgebung maßgeblich mitbestimmt [Boehm u. a. 2010b]. Doch hilft diese allein nicht, die Erkrankung auch dreidimensional räumlich umfassend einzuschätzen und die Planung diesbezüglich genauer durchzuführen. Dies trifft insbesondere für interventionelle Maßnahmen der HNO-Chirurgie zu. Die ausgeprägte Komplexität und Kompaktheit der Anatomie der Kopf-Hals-Region stellt selbst für sehr erfahrende Chirurgen eine Erschwerung bei der präoperativen Planung dar. Tomographische Bilddaten helfen zwar in der Regel Abnormalitäten zu identifizieren, offenbaren jedoch nicht immer das komplette Gesamtbild aller relevanten räumlichen Relationen in 3D.

Zudem sind nicht alle Formen bösartigen Gewebes (z. B. okkulte Metastasen) auch direkt sichtbar in der jeweils durchgeführten Bildaufnahme. Eine Kombination mehrerer diagnostischer Verfahren erlaubt am ehesten einen differenzierten

¹Allein die Medikamenten-Kosten einer Chemotherapie belaufen sich derzeit auf bis zu 40.000 EUR pro Patient.

Eindruck. Neben weiteren tomographischen Modalitäten, werden zusätzliche Befunde hierbei vor allem auch durch klassische visuelle oder palpatorische Untersuchungsmethoden, insbesondere die Panendoskopie, erhoben.

Gegenwärtig wird dem Chirurgen abverlangt, all diese Informationen unterschiedlichster Herkunft im Kopf zusammenzuführen. Er muss sich ein mentales Modell des erkrankten Patienten bilden, welches neben den individuellen anatomischen Verhältnissen der Zielregion (mit all ihren Blutgefäßen, Nerven, Muskeln und Sehnen und sonstigen maßgeblichen Strukturen), auch die ermittelte pathologische Situation der aktuellen Informationslage entsprechend vollständig umfasst.

Der Planungsprozess beinhaltet Entscheidungen zu Aspekten wie die Durchführbarkeit eines Eingriffs, den Umfang einer Resektion, die Wahl geeigneter Zugangswege zur Pathologie, sowie die zielgerichtete Exploration benachbarter Strukturen zur Bewertung des interventionellen Risikos. Aufgrund der kompakten Anatomie und der komplexen funktionellen Situation der betroffenen Region wird die Einhaltung onkologisch indizierter Sicherheitsabstände regelmäßig zum Preis eines potentiellen Risikos von Funktionsverlusten erkaufte.

3D-Visualisierungen der Hals-Anatomie (Abbildung 8.16) können hier einen großen Nutzen bieten, angefangen von einem schnellen Überblick bis hin zur eingehenden räumlich-visuellen Exploration. Wurden sie durch Segmentierung der relevanten Zielstrukturen gewonnen, so tragen die entsprechenden 3D-Repräsentationen zudem geometrische Informationen in sich. Diese können unter anderem genutzt werden, um dedizierte Visualisierungen zu generieren, die auf direkte Weise spezifische diagnostische oder planungstechnische Fragestellungen unterstützen, wie z. B. Volumen oder Durchmesser eines Tumors, sein Abstand zu angrenzenden Risikostrukturen, die Existenz potentieller Infiltrationen, etc. Die Erhebung quantitativer Maße kann ferner als Ausgangsbasis für ein automatisches semantisches Schließen, z. B. im Rahmen des Tumor Stagings, dienen.

Der Chirurg agiert in einem Spannungsfeld aus originären Tomographie-Daten, daraus gewonnenen 3D-Visualisierungen und abgeleiteten quantitativen Maßen, sowie der Einbeziehung weiterer Modalitäten und nicht-radiologischer Informationen, wie Endoskopie-Untersuchungen, Tastbefunde und histologische Ergebnisse. In der softwareseitigen Zusammenbringung all dieser verschiedenartigen Informationen liegt letztlich das effektivste Instrument, das mentale Modell des Chirurgen zu vervollständigen und ihn bei Diagnose, Therapieplanung und Dokumentation maßgeblich zu unterstützen.

8.2 Projekt-Hintergrund

Für die zuvor genannten wie ihnen verwandten Fragestellungen spezialisierte Bildanalyse- und Visualisierungsalgorithmen zu entwickeln und diese in einem dedizierten Software-Assistenten zu integrieren, war das erklärte Ziel zweier DFG-geförderter nationaler Forschungsprojekte, welche 2004 initiiert insgesamt 5 Jahre andauerten. Der Hauptfokus der Forschungstätigkeiten lag dabei im ersten

Projekt auf der möglichst weitgehend automatisierten Segmentierung der relevanten Kopf-Hals-Strukturen, insbesondere Knochen und Atemtrakt² [Hintze u. a. 2005], Lymphknoten [Dornheim u. a. 2010], Schildknorpel [Dornheim u. a. 2006a, 2008b] sowie Blutgefäße [Dornheim u. a. 2008c].

Im zweiten Projekt wurde sich mit der optimalen Darstellung dieser Strukturen für den Chirurgen beschäftigt. Hierfür wurden neben einfacheren Visualisierungstechniken wie Silhouetten und distanzbasierte Transparenz [Tietjen 2009] auch ausgefeilte Smart-Visibility-Techniken wie Cut-Away-Views [Krüger u. a. 2005], Ghostviews und Section Views [Kubisch u. a. 2010] eingesetzt und weiterentwickelt. Ergänzt wurden diese Einzelmethoden durch eine sorgfältig abgestimmte Kombination schichtbasierter und 3D-Visualisierungen [Tietjen u. a. 2006]. Eine umfassende Beschreibung der umgesetzten Techniken und gute Zusammenfassung der erreichten Ergebnisse stellt die Dissertation [Tietjen 2009] dar.

Im Rahmen dieser beiden Forschungsprojekte wurden zwei entsprechende Forschungs-Prototypen – der NECKSEGMENTER für die Segmentierungsaufgaben und der NECKSURGERYPLANNER für die interaktive Exploration und Interventionsplanung (Abbildung 8.1) – entwickelt und seit 2006 testweise am Klinikum eingesetzt. Die klinischen Partner begannen diese Systeme zunächst intern (z. B. im Rahmen des Tumorboards) und später auch auf Workshops und Konferenzen zu präsentieren [Fischer u. a. 2009; Boehm u. a. 2010b] und erhielten hierdurch zusätzliches, i. A. positives Feedback. Ausgehend von diesem konstruktiven Feedback, dem Interesse eines führenden Medizingeräte-Herstellers sowie der anhaltenden fachlichen Unterstützung der klinischen Partner mit ihrer domän-spezifischen Expertise, wurde im Frühjahr 2008 ein Spin-Off, die Dornheim Medical Images³, mit dem Ziel ausgegründet, diese Prototypen in marktreife Produkte für die klinische Praxis zu überführen.

Zwar werden durch die Segmentierungs-Software überhaupt erst die 3D-Inhalte für die Planungssoftware erstellt. Dennoch ist bei letzterer aufgrund ihrer integralen Rolle für den Planungs- und Entscheidungsprozess der Mehrwert für den Chirurgen direkter spürbar und die unmittelbare Hebelwirkung gegenüber dem Prototypen größer. Dementsprechend als erstes in Angriff genommen wurde daher die Planungssoftware, zu deren kompletter Neuentwicklung, dem DORNHEIM TUMORTHERAPYMANAGER (nachfolgend kurz Tumor Therapy Manager, TTM), der Autor dieser Dissertation maßgeblich beigetragen hat. Dieses System soll in den nachfolgenden Abschnitten eingehend beleuchtet werden.

Der NeckSegmenter wurde in seiner damaligen Form nicht fortgeführt. Ohne Fokus auf die chirurgische Anwendung wurde stattdessen ein von Grund auf neues Softwareprodukt für die industrielle Bildanalyse konzipiert und nach mehrjähriger Entwicklungszeit als DORNHEIM SEGMENTER im März 2015 released. Gleichwohl die in dieser Arbeit vorgestellte Vermessungs-Algorithmik auch dort eingeflossen ist⁴, soll dieses Software-System nicht Gegenstand dieser Dissertation sein.

²weiter differenzierbar in Mund- und Nasenhöhle, Pharynx, Larynx, Trachea, Lunge

³Seit der Jahreswende 2009/10 Dornheim Medical Images GmbH

⁴siehe z. B. https://www.youtube.com/playlist?list=PLhLUC-f_XJBdXojqXTPNCi42HvRflwQe

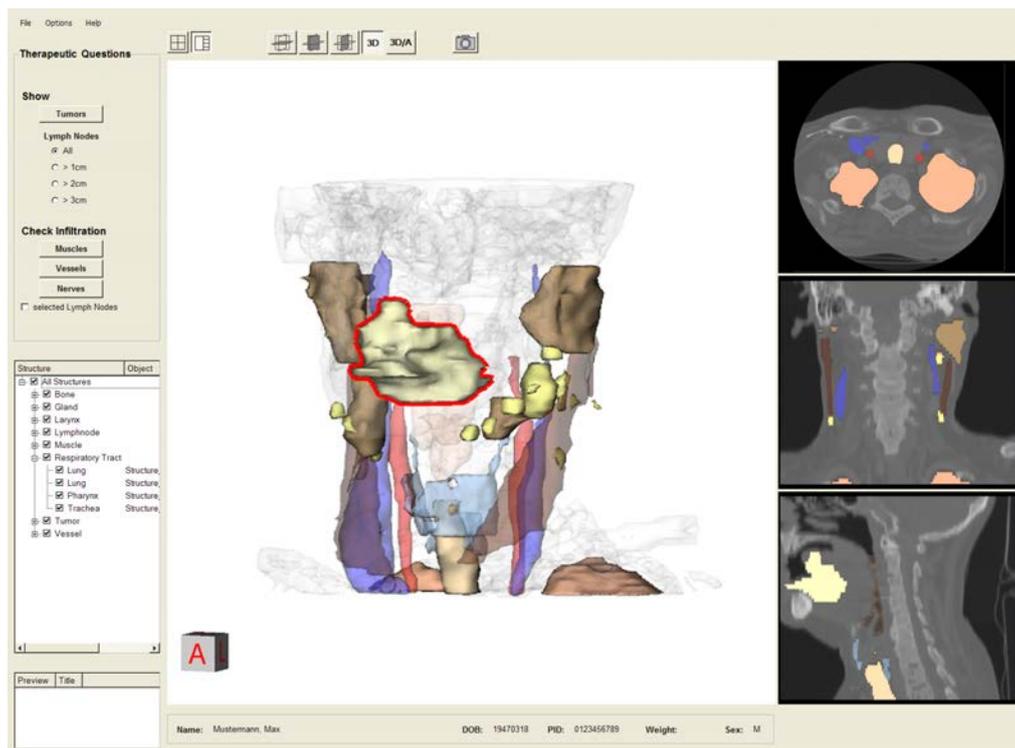
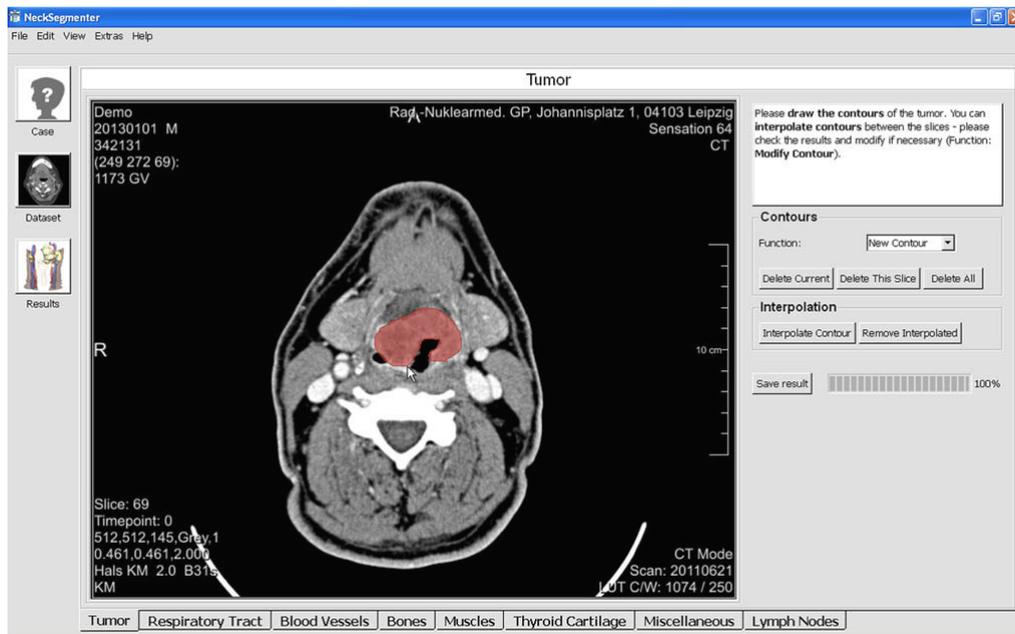


Abbildung 8.1: Die beiden Forschungsprototypen im Einsatz. *Oben:* Der NeckSegementer zur Segmentierung radiologischer Datensätze (Quelle: [Pankau u. a. 2014]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). *Unten:* Der NeckSurgeryPlanner zur Planung von HNO-chirurgischen Eingriffen (Quelle: [Mühler 2010]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Konrad Mühler.)

8.3 Abgrenzung des eigenen Beitrags

Es sollte an dieser Stelle herausgestellt werden, dass die Entwicklung des TTM keinesfalls eine Einzelleistung, sondern vielmehr ein Gemeinschaftswerk unter der Leitung von Lars und Jana Dornheim darstellt, zu welchem der Autor dieser Dissertation letztlich (s)einen entsprechenden Beitrag geleistet hat. Gleichwohl die Grenzen in Teilen fließend sind, lässt sich dieser eigene Beitrag im Wesentlichen mit den Ausführungen der zurückliegenden Kapitel umreißen. In erster Linie umfasst dieser die gesamte Messfunktionalität, von der Berechnung auf Basis von Masken und Meshes (vgl. [Kapitel 4](#)), über die dynamische Visualisierung in der 3D-Szene und im Schichtbild (vgl. [Kapitel 5](#)), bis hin zu großen Teilen der Interaktion.

Dem schließen sich die Funktionalitäten zur weitergehenden messwertbasierten Unterstützung des chirurgischen Workflows an (vgl. [Kapitel 7](#)). Hierzu zählt die mit einer auf dem entwickelten Verfahren basierenden Kollisionserkennung ausgestattete virtuelle Endoskopie (vgl. [Abschnitt 7.3](#)), das semantische Tagging von Lymphknoten und Tumoren samt Schätzung der hierfür relevanten Midsagittalebene (vgl. [Abschnitt 7.2](#)) sowie vor allem die komplette wissensbasierte TNM-Klassifikation (vgl. [Abschnitt 7.4](#)).

Neben wesentlichen Teilen der elektronischen Patientenakte, der allgemeinen Applikationslogik, der Bedienoberfläche und der Szenendarstellung wurde insbesondere auch die Anbindung an OncoControl durch den Autor dieser Dissertation umgesetzt. Abgesehen vom letztgenannten wurde der eigene (Teil-)Beitrag in diesen Bereichen durch die umfassenden Arbeiten von Peter Hahn komplettiert. Ihm sind vor allem auch die DICOM-Schnittstelle samt DICOM-Viewer, die Annotationsfunktionalitäten sowie ein Großteil der Modellgenerierungs-Algorithmik zuzuschreiben.

Die aus ihren zurückliegenden Forschungsarbeiten heraus entwickelte Idee zu diesem Software-System ist allerdings grundsätzlich Lars und Jana Dornheim zu verdanken. Sie zeichneten sich für das Gesamtkonzept der Applikation verantwortlich und übernahmen in diesem Zuge auch die strukturelle und designtechnische Ausgestaltung des GUI-Konzeptes bis hin zur Definition der Nutzerführung. Mit seiner selbstentwickelten MSML als Framework legte Lars Dornheim zudem einen essentiellen technischen Grundstein für das generische Handling voxelbasierter Datensätze und Segmentierungen. Auf ihn geht auch die Erstimplementierung der Report-Vorlage sowie die Idee zum Einsatz der PDF3D-Technologie im TTM zurück. Der umfassende Survey zu dieser Thematik stellt dagegen wieder eine Eigenleistung des Autors dieser Dissertation dar.

Diese beschriebene Abgrenzung des eigenen Beitrages möge entsprechend im Hinterkopf behalten werden, wenn in den nachfolgenden Abschnitten der TTM nun im Detail vorgestellt und in seiner ganzen funktionalen Fülle erläutert wird.

8.4 Anforderungsanalyse

Während im Forschungsprojekt oftmals wissenschaftlich interessante Fragestellungen im Vordergrund standen und die realen Anforderungen bisweilen in den Hintergrund traten, erwies sich für einen dauerhaften klinischen Einsatz letztlich eine rigorose Auseinandersetzung mit den konkreten Bedürfnissen der Chirurgen, ihren Aufgaben, Präferenzen und Prioritäten als unabdingbar. Als Grundstein zur Neuentwicklung eines reinen Forschungsprototypen hin zur professionellen Anwendungssoftware für den Praxiseinsatz wurde daher erneut eine detaillierte Anforderungsanalyse ergebnisoffen in Angriff genommen. Durchgeführt wurde diese in Form zahlreicher Interviews, ebenso wie genauer Beobachtung der klinischen Abläufe an der HNO-Klinik des Universitätsklinikums Leipzig, einschließlich der Teilnahme an Operationen.

Hauptschwerpunkt der Analyse lag auf einem tiefgreifenderen Verständnis

1. des präoperativen chirurgischen Workflows,
2. individueller chirurgischer Planung und präoperativen Entscheidungen,
3. der Integration von Informationen multipler Quellen unterschiedlicher Bildgebungsmodalitäten und nicht-radiologischer Untersuchungen,
4. kollaborativer Therapieplanung und Tumor-Boards,
5. Patientenaufklärung, sowie
6. Dokumentation von Befunden und Therapieentscheidungen.

Zur Repräsentation der gemeinsamen Arbeitsergebnisse wurden informale Szenario-Beschreibungen (vgl. [Benyon u. a. 2005]) im Dialog mit den klinischen Experten erstellt, diskutiert, weiter verfeinert und abschließend konsolidiert [Cordes u. a. 2009]. Diese umfassen unterschiedliche klinische Anwendungsfälle, alle Untersuchungen, welche auf dem Weg hin zur Diagnose potentiell durchgeführt wurden, sowie den eigentlichen Planungsprozess. Besondere Sorgfalt wurde dabei auf beiden Seiten darauf gelegt, mit den konkret betrachteten individuellen Fällen eine möglichst repräsentative Abdeckung der unterschiedlichen Erkrankungen (hinsichtlich der Art, Lage und Ausbreitung des Primärtumors, über Anzahl, Größe und Streuung der Metastasen, bis hin zur Verdrängung oder Infiltration von Risikostrukturen) zu erreichen.

Die wichtigsten Erkenntnisse dieser Analyse sollen im Folgenden kurz wiedergegeben werden, da diese nicht zuletzt auch die Kernanforderungen an die Planungssoftware darstellen.

8.4.1 Allgemeine Aspekte

Zunächst soll auf ein paar grundlegende Aspekte eingegangen werden, welche die allgemeine Struktur und innere Grundausrichtung der Software betreffen.

Zielgruppe

Als spätere Anwender des Software-Systems stehen in erster Linie ausgebildete bzw. angehende Fachärzte, unter Umständen auch Assistenzärzte der HNO-Chirurgie im Fokus. Sie verfügen über ein umfangreiches Anatomiewissen und sind hinreichend geübt in der Interpretation radiologischer und nicht-radiologischer Bilddaten der für sie relevanten Modalitäten. Darüber hinausgehend sind ihre Erfahrungen im Umgang mit Computern jedoch als eher heterogen einzuschätzen. Von ausgeprägten Vorkenntnissen in der Verwendung von Planungssystemen im Allgemeinen und 3D-Visualisierungen im Speziellen sollte á priori nicht ausgegangen werden.

Abbildung des präoperativen Workflows

Wesentlichste Erkenntnis war, dass die Bedürfnisse der Chirurgen über eine reine Visualisierungs-Applikation für 2D-Schichtbilder und 3D-Geometrien für chirurgische Fragestellungen, wie sie der Forschungsprototyp (NeckSurgeryPlanner) im Kern verkörperte, deutlich hinausgingen. Anstelle einer Insellösung mit stark fokussiertem Einsatzzweck auf der CT-basierten 2D/3D-Interventionsplanung offenbarte sich hier die Maßgabe, dem Chirurgen eine möglichst durchgängige Unterstützung des ganzen präoperativen Workflows (Abschnitt 8.4.3) zu bieten. Zugleich sollte diese Unterstützung keine zu starren Vorgaben machen, sodass einzelne Arbeitsschritte grundsätzlich auch ausgesetzt oder gänzlich ausgelassen werden können.

Strukturiertes und reduziertes User-Interface

In den Interviews mit den Chirurgen zeigte sich als großes Defizit zahlreicher klinischer Systeme deren mangelnde Bedienerfreundlichkeit. Diese rührt nicht selten aus einer hohen situativen Komplexität und/oder schlecht strukturierten Funktionalität her (Abbildung 8.2 und Abbildung 8.3). Für eine gute User-Experience sollte eine Planungssoftware eine Benutzeroberfläche besitzen, welche wohlstrukturiert, intuitiv verständlich und von ihrer Komplexität übersichtlich, d. h. auf das Wesentliche reduziert ist.

Modalitäten

Im Zuge des Untersuchungskanons werden Daten unterschiedlicher Modalitäten erhoben. Das Software-System sollte dabei mindestens jene bedienen können, die primärdiagnostisch Einsatz finden. An der HNO-Klinik des Universitätsklinikums Leipzig sind dies konkret CT, (Endoskopie-)Fotos sowie Handzeichnungen. Weitere Standard-Modalitäten wie MRT oder Ultraschall wären wünschenswert, insbesondere mit Blick auf einen späteren Einsatz an anderen Kliniken.

Kompatibilität

Für einen effektiven Einsatz sollte das Software-System eine Unterstützung entsprechender etablierter Formate und Schnittstellen für den Daten-Import und -Export mitbringen. Dies umfasst neben Bilddaten aus Radiologie und Endoskopie sowie

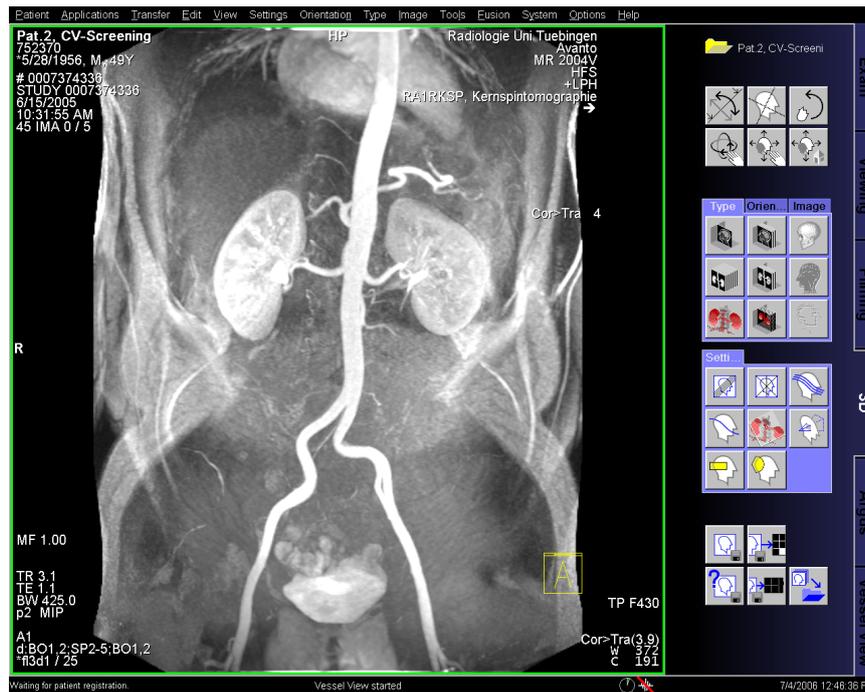


Abbildung 8.2: Screenshot der radiologischen Applikation syngo.CT von Siemens (Quelle: [Röttger]. © Prof. Dr. Stefan Röttger / CC-BY-NC-3.0). Trotz des an sich strukturierten Aufbaus ist die Komplexität dieser Anwendung nicht zu übersehen. Dem Anwender (Radiologen) werden über eine Vielzahl von Menüs, Tabreibern und Buttons unzählige Funktionen zur gleichzeitigen Auswahl angeboten.



Abbildung 8.3: Ein wichtiger Aspekt bei der Optimierung von User-Interfaces ist die Reduktion auf das Wesentliche. Durch Abdecken von nicht / selten benötigten (Spezial-)Tasten wurde die Bedienbarkeit dieser Fernbedienungen für die beehrte Zielperson deutlich verbessert.

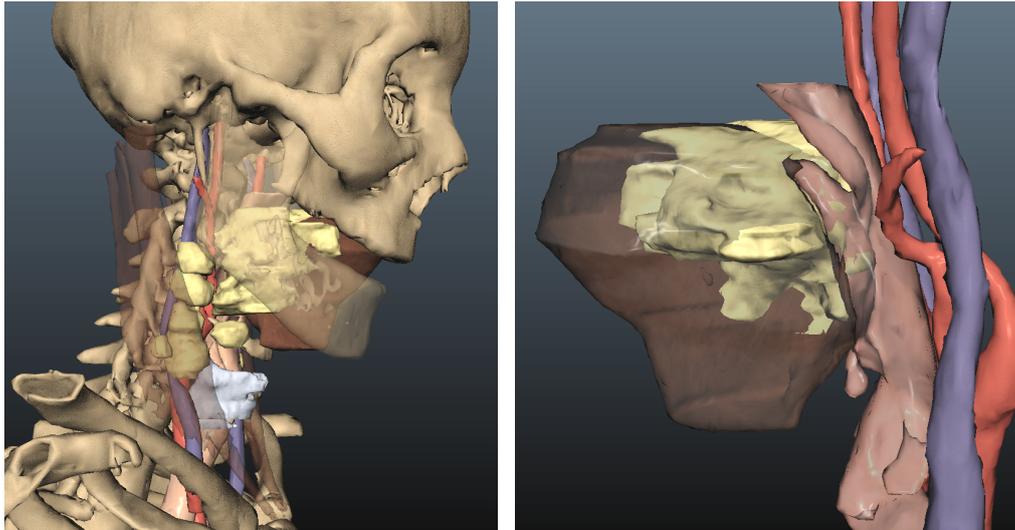


Figure 8.4: Beurteilung der räumlichen Gesamt- und Detailsituation. *Links:* Eine 3D-Szene aller segmentierten Strukturen gibt einen Gesamtüberblick über den Krankheitsstatus einer Patientin mit Zungengrundtumor und multiplen vergrößerten Lymphknoten. *Rechts:* Ein auf Zungenmuskel und Pharynx angewendeter Glaseffekt ermöglicht eine nähere Beurteilung der Infiltration beider Strukturen durch den Tumor.

konventionellen 2D-Bildformaten vor allem auch vom NeckSegmenter erstellte Segmentierungs-Datensätze – und nicht zuletzt ein verbreitetes Dokumentformat für die Ergebnisdokumentation.

8.4.2 Chirurgische Aufgaben und Fragestellungen

Nachfolgend sollen in ausgewählter Weise die wichtigsten chirurgischen Aufgaben und Fragestellungen adressiert werden. Diese sollten im Software-System durch entsprechende Funktionalitäten bedient werden.

Räumliche Gesamtsituation

Eine eingehende Sichtung und Quantifizierung räumlicher Verhältnisse stellte sich als besonders essentiell für die präoperative Risikobewertung und Zugangsplanung heraus. Dies verlangt nach einem möglichst detaillierten 3D-Verständnis der anatomischen Gesamtsituation, welche sich durch eine schichtbasierte Betrachtung der Tomographie-Bilddaten alleine in nur sehr eingeschränkter Weise formen lässt (Abbildung 8.4).

Infiltrationen

Mögliche Infiltrationen (lebens)wichtiger anatomischer Strukturen durch den Tumor werden im Hinblick auf ihre Existenz und Ausdehnung aufgrund der damit verbundenen Kritikalität besonders eingehend untersucht. Aus diesem Grunde sind dedizierte Visualisierungen besonders gefragt, welche ganz gezielt lediglich den Tumor, die gefährdete Risikostruktur sowie mögliche Infiltrationsbereiche

darstellen. Für den Kopf-Hals-Bereich stehen hier allem voran die sogenannten *T4b-Strukturen* wie Schädelbasis, A. carotis und prävertebrale Faszien im Fokus, im Falle deren Infiltration der Tumor als nicht bzw. nur partiell resezierbar angenommen werden muss und meist nur noch palliativ behandelt werden kann. Für die A. carotis stellt zudem aber auch eine über 50%ige Umschließung durch den Tumor eine inoperable Situation dar (Abbildung 8.5).

Handelt es sich nicht um eine vitale Risikostruktur, so schließt sich die Frage an, ob organerhaltend operiert werden kann. Je nach Struktur können sich hierbei im negativen Falle teils erhebliche Funktionsverluste ergeben (insbesondere für *T4a-Strukturen*). Hat ein Tumor im Bereich des Larynx die Stimmlippen befallen oder durch den Schild- oder Ringknorpel infiltriert, so kann die natürliche Stimme nicht mehr erhalten werden⁵. Im Falle der äußeren Zungenmuskulatur (Abbildung 8.4, rechts) drohen Stimm- und Geschmacksverlust. Die Infiltration des N. facialis hätte bei Resektion den Verlust großer Teiler der Gesichtsmimik zur Folge.

Abstände

Scheint der Tumor die Risikostruktur nicht zu infiltrieren, sondern lediglich an sie anzugrenzen, so gilt es dennoch, deren vermeintlichen Abstand kritisch zu bewerten. Dies gilt insbesondere dann, wenn sich der Rand des Tumors in der Bildgebung nur schlecht vom umliegenden Gewebe abgrenzt. Zudem ergibt sich je nach Auflösung, Signal-Rausch-Verhältnis und aufgrund des Partialvolumeneffektes eine zusätzliche Ortsungenauigkeit. Vor allem aber geht das Ziel einer rückstandsfreien Entfernung des malignen Gewebes und die Vermeidung örtlicher Rezidive mit der Einhaltung zusätzlicher onkologisch indizierter Sicherheitsränder einher, welche auch bei Nicht-Infiltration das Risiko und potentielle Ausmaß von möglichen Funktionsverlusten maßgeblich bestimmen. Um diese Sachlage möglichst differenziert einschätzen zu können, ist über die Darstellung des kürzesten Abstandes (Abbildung 8.11) an sich hinausgehend eine dedizierte Visualisierung von Sicherheitsmargen äußerst hilfreich (Abbildung 8.5).

Ausdehnungen und Volumetrie

Durchmesser und Volumen von Primärtumor wie regionalen Lymphknotenmetastasen (Abbildung 8.12) stellen die wichtigsten Indikatoren zur Ermittlung der Tumorlast und damit der Schwere der Erkrankung dar. Die Größe des vom bösartigen Gewebe eingenommene Raumes limitiert mögliche Therapie-Optionen. Zudem ist eine Größenbestimmung grundsätzlich obligatorisch im Falle einer Strahlentherapie. Sie wird außerdem benötigt, um bei zunächst nicht durchgeführter Resektion oder einer Inoperabilität den Verlauf der Erkrankung zu bewerten und zu dokumentieren.

⁵Als Konsequenz muss eine Stimmprothese implantiert, eine Speiseröhren-Ersatzstimme (Ruktusstimme) erlernt oder eine elektronische Sprechhilfe (Elektrolarynx) verwendet werden.

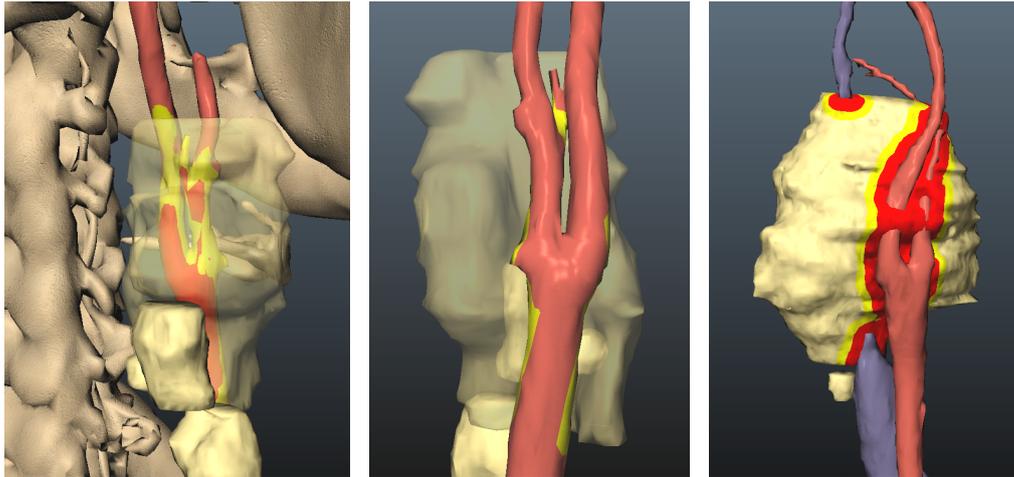


Abbildung 8.5: Überprüfung möglicher Infiltrationen. *Links:* Farbliche Abstandskodierung der A. carotis bzgl. eines sie partiell umschließenden Tumors und zwei Schwellwerten unterschiedlicher Kritikalität (Gelb: $\leq 3\text{mm}$, Rot: $\leq 1\text{mm}$). Die rot gefärbten Flächen deuten auf das Risiko einer möglichen Infiltration hin. *Mitte:* Da höchstens gelbe, nicht jedoch dunkelrot gefärbte Gebiete sichtbar sind, zeigt diese Perspektive, dass der Tumor offenbar die Arterie um nicht mehr als 50% umschließt und damit noch operabel ist. *Rechts:* Infiltration von sowohl A. carotis als auch V. jugularis. Letztere könnte mitresiziert und nachfolgend rekonstruiert werden. Bezüglich A. carotis ist jedoch höchstens eine R2-Resektion des Tumors möglich. Eine invers angewendete Farbkodierung deutet den verbleibenden Tumorrest an.

Panendoskopische Befunde

Neben der radiologischen Bildgebung in Form von CT und MRT stellen endoskopische Eingriffe die wichtigste Informationsquelle für die Entscheidungsfindung im Rahmen der HNO-chirurgischen Therapieplanung dar. Sie ist besonders geeignet bei Tumoren des Pharynx und Larynx zur Gewinnung von Biopsien, zur Beurteilung der Beschaffenheit des Primärtumors, zur Bestimmung seiner sichtbaren Ausdehnung, zum Nachweis oder Ausschluss von Zweitkarzinomen, zur Nachsorge sowie Identifikation von Begleiterkrankungen⁶.

Der Chirurg untersucht mögliche Tumore durch indirekte visuelle Inaugenscheinnahme und physische Abtastung und entnimmt ggf. regional Gewebeproben. Anschließend werden spezielle Papierbögen mit vorgedruckten Schemazeichnungen der Hals-Anatomie verwendet, um die Befunde durch handschriftliche Annotationen darin einzutragen (Abbildung 8.13). Die Anforderungsanalyse offenbarte einen klaren Bedarf, diese Informationen mit der elektronischen Dokumentation und den Befunden aus der radiologischen Bildgebung zu integrieren.

Virtuelle endoskopische Ansichten

Aus den Aufnahmedaten der radiologischen Bildgebung (primär CT, bisweilen auch MRT) lässt sich durch Rekonstruktion der luftgefüllten Hohlraumstrukturen eine virtuelle Umgebung generieren, die eine endoskopieähnliche Betrachtung

⁶z. B. eine Ösophagitis, ein Barret-Ösophagus, Ösophagusvarizen oder ein Mallory-Weiss-Syndrom

des Atem- und Speisetraktes ermöglicht (Abbildung 8.9). Obgleich die diagnostische Aussagekraft einer solchen virtuellen Endoskopie mit der einer realen nicht vergleichbar ist, ermöglicht sie dennoch als Voruntersuchung bereits eine eingehendere morphologische Betrachtung sowie insbesondere Beurteilung von Engstellen, ohne die Notwendigkeit eines belastenden invasiven Eingriffs unter Anästhesie.

Dokumentation

Für Ärzte im Allgemeinen und für Chirurgen im Besonderen ist eine sorgfältige Dokumentation der diagnostischen Informationen, Therapieentscheidungen und Patientenaufklärung aus juristischen wie sozialversicherungstechnischen Gründen essentiell. Derartige bürokratische Aufgaben sind zeitraubend und eine zusätzliche Last für den Chirurgen. Daher ist jede Unterstützung sehr willkommen, die dazu beiträgt, den Dokumentationsaufwand spürbar zu reduzieren.

8.4.3 Präoperativer Workflow beim klinischen Partner

Bevor in Abschnitt 8.6 Aufbau und Funktionsweise des Tumor Therapy Managers detailliert erörtert werden, soll an dieser Stelle der präoperative Teil des chirurgischen Workflows skizziert werden, wie er beim Kooperationspartner an der HNO-Klinik des Universitätsklinikums Leipzig die tägliche klinische Routine darstellt (vgl. [Meier u. a. 2014]). Es handelt sich hierbei letztlich um eine spezifische Konkretisierung der ersten (sechs) Schritte des in Kapitel 2 bereits vorgestellten allgemeinen klinischen Workflows.

Der Patient erscheint in der HNO-Ambulanz, wo initial seine Stammdaten erfasst werden. Im Rahmen der ersten Konsultation erhebt der Arzt zunächst eine Anamnese und führt dann eine klinische Untersuchung durch, welche i. A. aus einer visuellen Beurteilung von Hals, Nase und Ohren, einer Tastbefundung und ggf. einem ambulanten Ultraschall besteht. Ergibt diese einen Anfangsverdacht für einen Tumor, so schließt sich eine sondierende radiologische Bildgebung (i. d. R. ein CT) an. Kann diese den Tumor-Verdacht nicht ausräumen oder erhärtet sie ihn, so wird unter voller Anästhesie eine Panendoskopie durchgeführt, um visuell und histopathologisch die Tumor-Ausdehnung möglichst genau zu erfassen. Die hierzu entnommenen Biopsien werden in der Pathologie gewebetchnisch untersucht.

Ausgehend von einer bestätigten Tumor-Diagnose, insbesondere durch ein positives histopathologisches Ergebnis, wird der Patient für das nächste Tumorboard eingeplant, für welches der Chirurg eine möglichst aussagekräftige Dokumentation der Befunde, mögliche Therapieoptionen und offene Fragen zusammenstellt. In besonders anspruchsvollen Fällen wird hierzu eine Segmentierung erstellt⁷, um eine differenzierte 3D-Befundung zu ermöglichen.

⁷i. d. R. wird diese durch einen Assistenzarzt oder ähnlich qualifizierten Mediziner durchgeführt

8.5 Verwandte Arbeiten

In diesem Abschnitt sollen verwandte Arbeiten zu chirurgischen Planungssystemen beleuchtet werden, um den TTM dagegen abzugrenzen. Zu unserem besten Wissen ist uns jedoch kein weiteres auf die klinische Praxis orientiertes Software-System bekannt, das in ähnlicher Weise Kopf-Hals-Tumore in ihrer allgemeinen Form adressiert. Daher sollen im Folgenden Beispiele für die auf jeweils konkrete Eingriffe ausgerichtete computergestützte Planung im Bereich der HNO einerseits sowie der onkologischen Leberchirurgie andererseits betrachtet werden.

Planungssysteme für ausgewählte Eingriffe in der HNO-Chirurgie

Für die Otologie wurde in [Kapitel 2](#) bereits die Planung einer Tympanoplastik zur Ersetzung defekter Gehörknöchelchen durch eine Gehörprothese angeführt. Anwendungszweck (und zugleich Planungsergebnis) des Softwaretools von [\[Dornheim u. a. 2008a\]](#) war hierbei die Auswahl eines geeigneten Prothesenmodells sowie dessen Konfektionierung durch virtuelle Einpassung in einem aus μ CT-Daten gewonnenen patientenspezifischen 3D-Modell.

In der Rhinologie stellt die Funktionale Endoskopische Sinus-Chirurgie zur minimal-invasiven Therapie entzündlicher Prozesse im Bereich des vorderen Nasenraums und der Nasennebenhöhlen bis hin zur Schädelbasis einen der häufigsten Eingriffe dar. Mit ihrer Software SINUSSURGERY stellen [\[Krüger u. a. 2008\]](#) eine CT-basierte virtuelle endoskopische Umgebung bereit, im Rahmen derer der Chirurg präoperativ die patientenspezifische Anatomie eingehend erkunden, den Ablauf durchspielen und kritische Problemstellen identifizieren kann. Als Planungsergebnis kann hierbei das daraus erarbeitete mentale Modell der lokalen patientenspezifischen Anatomie sowie die Konkretisierung des geplanten Zugangsweges inklusive Wahl der Instrumente angesehen werden.

Besonderes Augenmerk legten [\[Krüger u. a. 2008\]](#) auf ein möglichst realistisches visuelles Erscheinungsbild der Anatomie und Pathologie. In ihrem Planungssystem STEPS für die endonasal-transsphenoidale Hypophysenchirurgie setzen [\[Neubauer u. a. 2004\]](#) indes gezielt Transparenzen ein, um angrenzende Risikostrukturen wie Hypophyse, Sehnerv und innere Halsschlagader durchscheinen zu lassen und somit deren genaue Lage und Verlauf darzustellen. Darüber hinaus bieten sie die Möglichkeit, als Teil der präoperativen Interventionsplanung die Eröffnung von Sellarboden, Sphenoid Ostium und Sphenoid Septum zu simulieren.

Da der Chirurg in den drei vorgenannten Szenarien in kritischer Nähe zu lebenswichtigen Risikostrukturen agiert, werden derartige Eingriffe in der Regel unter bildgestützter Navigation durchgeführt. Auf deren Gesamtgenauigkeit kann der Chirurg durch eine sorgfältige Planung der Anordnung und Positionierung der anatomischen Landmarken (sowie eine ggf. gezielte Einbringung von zusätzlichen künstlichen Landmarken) maßgeblich einwirken. Als integraler Aspekt und wesentliches Ergebnis der präoperativen Planung identifiziert [\[Wittmann 2013\]](#) dies als wichtige Funktionalität der entsprechenden Planungssoftware.

Während im Falle der Tympanoplastik die möglichst passgenaue Auswahl und Positionierung des Implantates eine Quantifizierung der räumlichen Verhältnisse (benötigte Implantatlänge, Winkel und Verteilung der Abstände an den Anlagflächen) erfordert, dienen die genannten Planungssysteme ansonsten einer eher qualitativen Beurteilung der Anatomie sowie Planung von Zugangswegen. Weitergehende räumliche Vermessungen kommen dort – abgesehen von einer Kollisionserkennung im Rahmen der virtuellen Endoskopie sowie der intraoperativen Navigation – nach unserem Kenntnisstand nicht zum Einsatz.

Computergestützte Planung in der onkologischen Leberchirurgie

Bei der Resektion eines Lebertumors müssen neben der erkrankten Region selbst auch diejenigen Teile der Leber entfernt werden, deren Versorgung (bzgl. arteriellem Zufluss, venösem Abfluss sowie Gallenabfluss) durchtrennt würde. Der Chirurg muss sich hierbei zunächst grundsätzlich zwischen einer kompletten Segment-Resektion, einer Sektor-Resektion (betrifft nur kleinere vaskuläre Teilbäume) oder einer atypischen Resektion (beschränkt auf die Ausdehnung des Tumors bzw. der Metastase(n)) entscheiden. Bei der Festlegung des konkreten Resektionsverlaufes gilt es dann kritisch abzuwägen zwischen einem größeren onkologischen Sicherheitsmargin einerseits und der Erhaltung eines größeren Volumens des Restparenchyms andererseits.

Als konkretes Planungstool sei hierzu beispielhaft der SURGERYPLANNER von [Preim u. a. 2000] zu nennen, da dieses dem TTM relativ artverwandt ist. Besonders erwähnenswert ist hierbei die bundesweite Studie [Oldhafer u. a. 2002], die der Entwicklung dieses Software-Prototypen vorausgegangen ist, im Rahmen derer 500 Allgemein- und Viszeral-Chirurgen zur Akzeptanz einer computergestützten Operationsplanung befragt wurden. Die 105 zurückgesandten Fragebögen zeichneten ein repräsentatives Bild.

Als wichtigste entscheidungsrelevante Maße bei einem Leber- bzw. Pankreastumor gaben die Befragten dessen Volumen (70%), Ausdehnung (87%) sowie Abstände zu wichtigen Gefäßen (90%) an. Die benötigten Informationen würden sie dagegen nur mittel häufig bis selten bereits aus der Radiologie erhalten. Wichtige Grundsatzzentscheidungen, z. B. zur Resektabilität (77%), zum Resektionsausmaß (37%) und zur Operationstaktik (13%) würden oft erst intraoperativ getroffen – primär, weil für diese eine abschließende Bewertung nicht bereits im Vorfeld (auf Basis der 2D-Schichtbilddaten) möglich sei. Als Grund für eine Nicht-Umsetzbarkeit des OP-Plans wurden vor allem unerwartete Metastasierungen (46%), Infiltrationen von Nachbarstrukturen (26%) sowie vergrößerte Tumorausmaße (15%) angeführt.

Hinsichtlich der von einem Planungssystem zu leistenden Unterstützung wünschten sich die Chirurgen vor allem die Visualisierung der räumlichen Lage von Tumor und Gefäßen (92%), die Darstellung wichtiger Maße (55%), die Möglichkeit zum Ausprobieren von OP-Plänen (64%) sowie die Dokumentation von Planungsergebnissen (60%). Sie versprachen sich dabei eine bessere Beurteilung der Operabilität (87%) und mehr Sicherheit beim Eingriff (55%), aber auch Vorteile für die Ausbildung (61%) und Patientenaufklärung (54%).

Auf Basis dieser Befragungsergebnisse wurde der SURGERYPLANNER entwickelt. Dessen Fokus lag zum Einen auf der Veranschaulichung und Quantifizierung räumlicher Verhältnisse. Das hierzu durch Segmentierung von CT-Daten gewonnene 3D-Modell der relevanten anatomischen und pathologischen Strukturen konnte im SURGERYPLANNER im Rahmen einer flexiblen 3D-Visualisierung im Kontext der Bilddaten interaktiv in 3D exploriert werden. Zur Quantifizierung entscheidungsrelevanter Maße wurden Werkzeuge zur Vermessung von Abständen, Ausdehnungen und Volumina bereitgestellt.

Den zweiten Schwerpunkt bildete ein Resektionsplanungsmodul. Dieses bot neben Interaktoren zur manuellen Erstellung und Bearbeitung von Resektionen auch die automatische Bestimmung eines optimalen Vorschlags auf Basis einstellbarer tumorfreier Sicherheitsmargins. Aus der automatischen Berechnung betroffener Versorgungsgebiete [Preim u. a. 2002a] konnte der Chirurg das jeweils resultierende funktionelle Restvolumen bestimmen und darauf seine Planung stützen.

Ähnliche Systeme mit vergleichbarem Funktionsumfang wurden unter anderem auch am Heidelberger DKFZ [Meinzer u. a. 2002] und der TU Graz [Reitinger u. a. 2006] entwickelt, wobei in letzterem Falle ein zusätzlicher Schwerpunkt auf den Einsatz einer Virtual Reality gelegt wurde.

Vergleich zum TTM

Im Vergleich zum TTM bzw. dessen Zielstellungen ist zunächst festzustellen, dass die zitierten Planungs-Tools auf ganz konkrete Organe bzw. Eingriffe fokussieren, auf welche sie gezielt zugeschnitten sind. Entsprechend fokussierten Charakters sind auch die jeweiligen Planungsergebnisse: eine Entscheidung zu Typ und Positionierung einer Prothese, ein Plan zur Navigation ins Zielgebiet und chirurgischen Eröffnung anatomischer Strukturen, eine Definition intraoperativer Landmarken, sowie eine Festlegung von Art und Verlauf einer Resektion.

Dabei weisen die anderen Applikationen im HNO-Bereich abgesehen von der 3D-Exploration der räumlichen Gegebenheiten keine inhaltlichen Überschneidungen mit dem TTM auf. Anders dagegen der SurgeryPlanner. Hier zeigt bereits die initiale Umfrage viele Gemeinsamkeiten in den chirurgischen Fragestellungen und Anforderungen an ein Planungssystem.

Dies betrifft vor allem die Ermittlung entscheidungsrelevanter Maße, wie Größe und Ausdehnung des Tumors und dessen Abstand zu Risikostrukturen. Letztere beschränken sich bei der Leber jedoch auf die Blutgefäße und sind im Kopf-Hals-Bereich deutlich vielfältiger und von individueller Kritikalität. Als wesentlicher Unterschied offenbaren sich Infiltrationen von Nachbarstrukturen. Während diese in der HNO eine zentrale Rolle spielen und für den TTM deshalb eine wesentliche Anforderung darstellen, wurden sie im SurgeryPlanner dagegen nicht explizit adressiert (obwohl sie von den Chirurgen noch vor dem Tumorausmaß als einer der Hauptgründe für die Nicht-Umsetzbarkeit des OP-Plans genannt wurden).

Auch die seitens der Chirurgen gewünschte Visualisierung der räumlichen Lage der relevanten Strukturen, die Darstellung wichtiger Maße sowie die Dokumentation von Planungsergebnissen deckt sich mit unserer Anforderungsanalyse,

wohingegen die Möglichkeit zum Ausprobieren von OP-Plänen im Allgemeinen und die Detailplanung von Resektionsverläufen im Speziellen für die onkologische HNO-Chirurgie nicht als solche thematisiert wurden.

Wenngleich die Visualisierungen dabei in ihrer Art und Aussage vergleichbare Ziele von SurgeryPlanner und TTM darstellen, unterscheiden sie sich in beiden Fällen in ihrer Maßgabe. Während sich im Falle der Leber alles um das Einzelorgan und die makroskopische Frage nach Umfang und Verlauf der Resektion und deren Folgen dreht, stehen in der HNO-Chirurgie verschiedene interventionelle Einzelfragen mit jeweils unterschiedlichen relevanten Kontextstrukturen im Fokus, für die sich der Chirurg dedizierte Einzelvisualisierungen wünscht. Vereinfacht lässt sich sagen, die Komplexität einer Leberresektion liegt im Detail, die der HNO-Tumorresektion dagegen in der Multidimensionalität.

Als letzter wesentlicher Unterschied wurde in unserer Anforderungsanalyse der Wunsch zur Integration weiterer, insbesondere panendoskopischer Befunde sowie eine softwareseitige Unterstützung beim Tumor-Staging identifiziert. Diese Ergebnisse müssen auch in der Dokumentation in aussagekräftiger Weise berücksichtigt werden, weshalb dieser bei der Realisierung des TTM ein hoher Stellenwert beigemessen wird (wohingegen [Preim u. a. 2000] hierzu keine weiteren Angaben zur Umsetzung im SurgeryPlanner tätigt).

8.6 Aufbau und Funktionsweise des TTM

In diesem Abschnitt soll nunmehr der Tumor Therapy Manager vorgestellt und dessen Aufbau und Funktionsweise eingehender erläutert werden. Nach einer Beschreibung des Grundaufbaus wird näher auf die einzelnen Arbeitsschritte von der Stammdatenerfassung bis hin zur Berichtsgenerierung eingegangen.



Material auf der Begleit-DVD (Ordner-Nr. 5)

8.6.1 Gesamtaufbau

Aufbau und Bedienung des TTM wurden darauf ausgelegt, ein Optimum an Funktionalität und Usability zu bieten. Dies beginnt bei einer starken Orientierung am präoperativen chirurgischen Workflow, umfasst die Integration grundlegender Schnittstellen für den Datenaustausch und endet bei der Bereitstellung chirurgisch wie organisatorisch wichtiger Einzelfunktionalitäten.

Für eine möglichst gute User Experience wurde auch auf ein strukturiertes Layout sowie ein ansprechendes Design aus sorgfältig gestalteten visuellen Komponenten geachtet. Zu verschiedenen Anlässen erhaltenes Feedback offenbarte ein klares Indiz, dass die empfundene Attraktivität einen wichtigen Aspekt darstellt für die Akzeptanz eines neuen Software-Produktes im medizinischen Umfeld.

Strukturiertes Layout

Die Screenshots in Abbildung 8.6 zeigen das grundlegende Erscheinungsbild der Applikation. Unter der *Menüleiste* ① befindet sich zunächst eine *Kopfleiste* ②,

Kapitel 8 | DER TUMOR THERAPY MANAGER

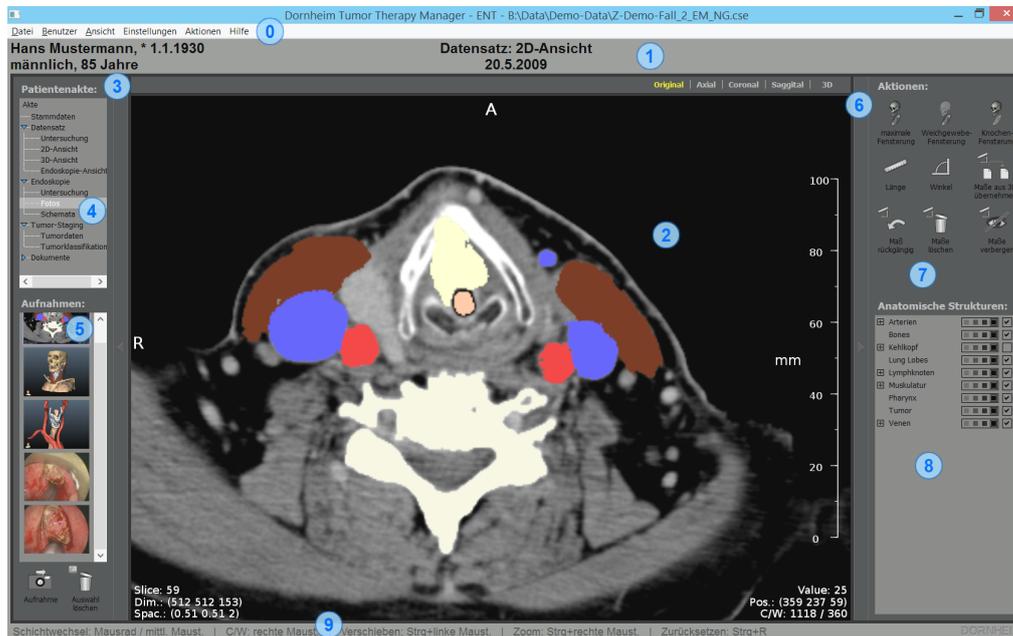
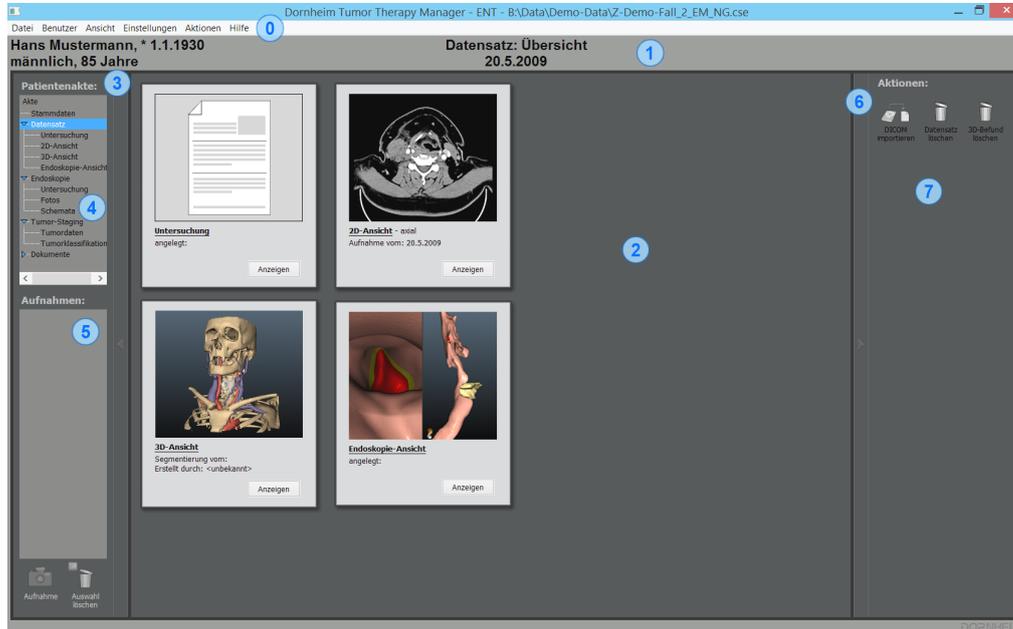


Abbildung 8.6: Screenshots des Tumor Therapy Managers: Datensatz-Übersicht (oben), sowie CT-Ansicht mit überlagertem 3D-Befund (unten) zur radiologische Untersuchung.

welche wesentliche Informationen zum Patienten, zum Fall und zum aktuell angemeldeten Arzt anzeigt.

Darunter angesiedelt ist die eigentliche *Hauptansicht* ②, welche je nach aktuell verwendetem Modul (siehe nachfolgende Abschnitte 8.6.2, 8.6.3, 8.6.5 und 8.6.6) unterschiedliche (zumeist interaktive) Inhalte visuell bereitstellt. Diese Hauptansicht wird zu beiden Seiten von zwei funktionalen Randleisten eingerahmt, welche zur Maximierung des verfügbaren Platzes eingeklappt werden können.

Die *Vorgangsliste* ③ zur Linken besteht dabei aus einer dem klinischen Workflow folgend strukturierten *Patientenakte* ④ sowie einer bildbasierten Scroll-Leiste ⑤, welche durch den Nutzer erstellte (*dynamische*) *Schnappschüsse* vorhält. Die *Aktionsleiste* ⑥ zur Rechten stellt je nach aktuell eingestellter Ansicht unterschiedliche kontextspezifische *Aktions-Buttons* ⑦ bereit, sowie im Falle darstellbarer Segmentierungen eine zusätzliche anatomische *Struktur-Hierarchie* ⑧. Die nach unten hin abschließende *Fußleiste* ⑨ enthält die wichtigsten Bedieninformationen für die aktuell eingestellte Ansicht.

Benutzerfreundliche Bedienkontrollen

Mit dem Ziel einer leichten Bedienbarkeit wurde der TTM mit großen, dank aussagekräftiger Piktogramme intuitiv verständlichen Schaltflächen (Nr. ⑦ in Abbildung 8.6) ausgestattet. Anstelle eines komplexen und hierdurch potentiell überladenen Bedienkonzeptes (vgl. Abbildung 8.2) wurde die Menge an ständig sichtbaren Kontrollelementen hierbei gezielt auf ein notwendiges Maß reduziert. Im Rahmen eines konsequenten, über einen mehrere Iterationen währenden Ausdünnungsprozess wurden weniger frequentiert genutzte komplexe Funktionen in das Menü ausgelagert und noch seltener bis gar nicht genutzte rigoros wegrationalisiert. Bisweilen wurden mutmaßlich minder relevante Funktionen auch testweise ausgliedert und die Reaktion der Chirurgen abgewartet.

Workflow-Orientierung

Die gesamte Entwicklung des Tumor Therapy Manager wurde maßgeblich geprägt von einer tiefgründigen Auseinandersetzung mit dem chirurgischen Workflow (siehe Abschnitt 8.4.3). Diese resultierte in einem entsprechend modularen Design der korrespondierenden Komponenten. Um eine zentrale Patientenakte (Nr. ④ in Abbildung 8.6) herum, welche einen integralen Bestandteil der Benutzerführung bildet, wurde der Workflow als Folge von Untersuchungen (Abschnitte 8.6.2, 8.6.3), einem potentiellen Tumor-Staging (Abschnitt 8.6.5) und einer Dokumenterstellung (Abschnitt 8.6.6) umgesetzt.

Schnittstellen

Als weiteren Schritt für einen effektiven Einsatz wurde der TTM mit grundlegenden Schnittstellen zum standardisierten Datenaustausch ausgestattet. In Abbildung 8.7 sind diese schematisch dargestellt. Mit dem NeckSegmenter erstellte Segmentierungs-Datensätze können über einen entsprechenden Importer für dessen proprietäres Format geladen werden. In der Regel sind in diesen bereits die

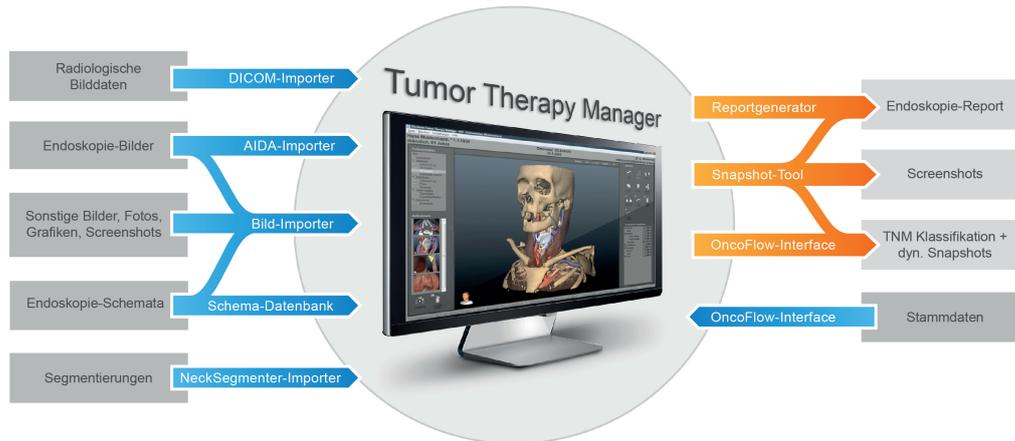


Abbildung 8.7: Ein-/Ausgabeschnittstellen des TTM.

zugrunde liegenden Schichtbilddaten enthalten. Ansonsten steht für die direkte Einbindung radiologischer Bilddaten zudem ein allgemeines DICOM-Interface mit integriertem DICOM-Browser zur Verfügung.

Endoskopiebilder des in der HNO-Klinik eingesetzten AIDA-Systems der Firma KARL STORZ können als Einzelbilder oder direkt gebündelt im AIDA-Export-Format eingelesen werden. Schemazeichnungen in der an der Klinik verwendeten Ausprägung werden als (bei Bedarf austauschbares) Dateibündel bereits systemseitig mit ausgeliefert. Ergänzend können Bilddateien (Fotos, Schemata, Screenshots und sonstige Bilder) in gängigen Formaten (GIF, BMP, TIF, JPG, PNG) nachträglich importiert werden. Die für den Import von Stammdaten ursprünglich geplante direkte Schnittstelle zum klinikweit eingesetzten KIS i.s.h.med wurde letztlich auf indirektem Wege über ein auf Seiten des klinischen Partners neu entwickeltes Informationssystem, OncoFlow (Abschnitt 8.8), realisiert.

Für die Generierung des Endoskopieberichtes wird mit Blick auf eine geräteunabhängige Betrachtung das standardisierte Dokument-Format PDF verwendet. Über den Endoskopiebericht hinausgehend können Bilder unter anderem im verlustfrei komprimierenden PNG-Format exportiert werden oder im klinisch häufig genutzten langzeit-archivierbaren TIF-Format. Zudem können die dynamischen Schnappschüsse sowie sämtliche Tumor-Staging-Informationen in das bereits erwähnte Informationssystem OncoFlow eingespeist werden.

8.6.2 Radiologische Untersuchung

Jede einzelne Untersuchung umfasst grundlegende Untersuchungsinformationen, die akquirierten Bilddaten, daraus abgeleitete Befunde sowie mögliche Therapieoptionen.

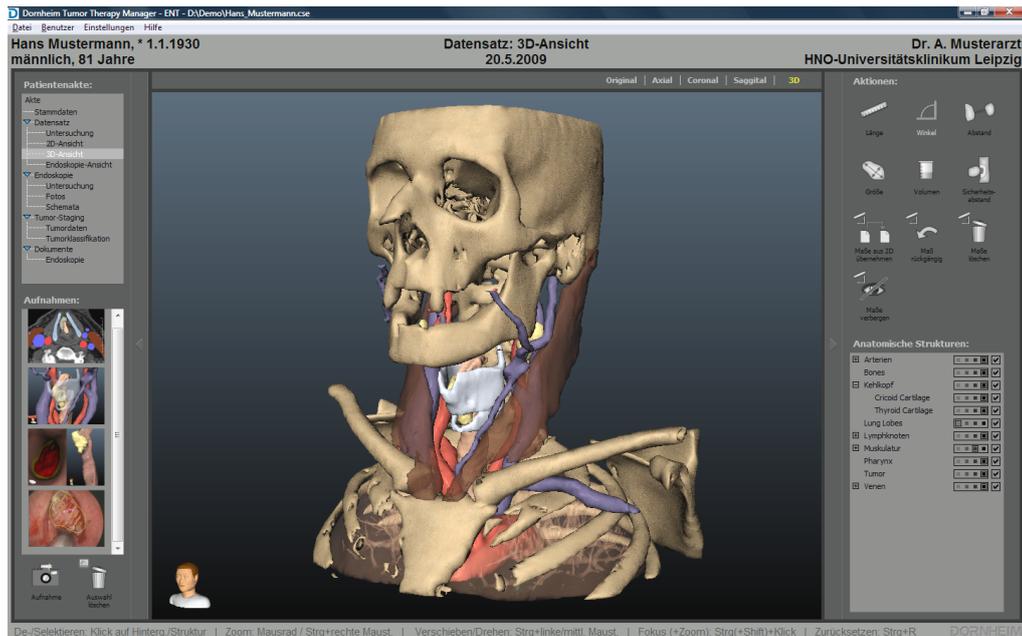


Abbildung 8.8: Dreidimensionale Visualisierung zum 3D-Befund aus Abbildung 8.6. (Quelle: [Rössling u. a. 2011a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer)

Schichtbilddaten

Für tomographische Modalitäten wie CT oder MRT ermöglicht der integrierte DICOM-Viewer bereits ohne zusätzliche Segmentierungen eine direkte schichtweise 2D-Exploration dieser radiologischen Bilddaten. Neben einem manuellen Window-Levelling ermöglichen vordefinierte Presets entsprechend standardisierte Darstellungsweisen. Manuelle Vermessungsmöglichkeiten wurden entsprechend dem Feedback der klinischen Partner bedarfsorientiert auf Längen und Winkel beschränkt. Im Gegenzug wurden diese Werkzeuge jedoch über die von den meisten anderen Systemen lediglich offerierte einzelschichtbasierte 2D-Variante hinausgehend auf eine flexible schicht- und schichttrichtungsübergreifende 3D-Vermessung ausgelegt.

3D-Befund

Ist zudem ein 3D-Befund in Form einer Segmentierung der relevanten Strukturen vorhanden, so können die zugehörigen Voxelmasken dem Schichtbild selektiv transparent überlagert werden (Abbildung 8.6). Zudem bietet der TTM eine ansprechende 3D-Visualisierung der korrespondierenden Oberflächen, deren atlas-ähnliche Texturierung mit natürlich wirkendem Bump-Mapping dem Chirurgen einen leichten Zugang zur 3D-Szene ermöglicht (Abbildung 8.8). Dank der vorhandenen Segmentierungen können manuelle Messfunktionen in der 3D-Ansicht (ebenso wie der nachfolgend erklärten Endoskopie-Ansicht) über ein mausbasiertes Picking von Oberflächenpunkten realisiert werden.

Im Forschungsprojekt wurde versucht, so viele anatomische Strukturen wie möglich simultan darzustellen und Visualisierungstechniken wie Opacity Mapping und Silhouetten einzusetzen, um Form- und Tiefenwahrnehmung zu unterstützen.

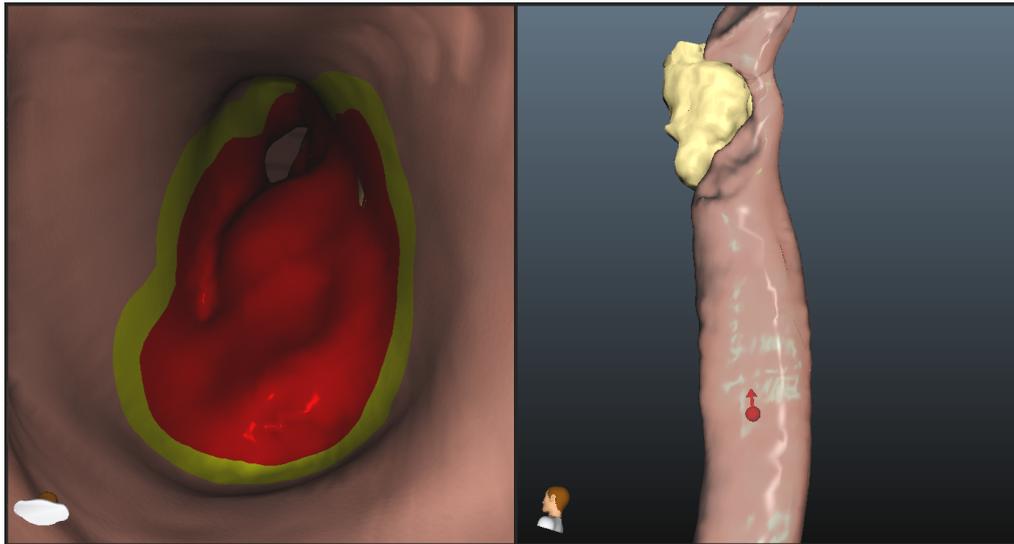


Abbildung 8.9: Side-by-Side-Ansicht aus virtueller Endoskopie und Außenansicht auf einen die Pharynx-Wand verdrängenden Tumor (Quelle: [Rössling u. a. 2011a]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). *Links:* Eine auf der Innenwand abgetragene Abstandsfärbung offenbart in der intrinsischen Perspektive Ausmaß und Verlauf der Kontaktfläche auf der Außenseite. *Rechts:* Der zum Beobachter gedrehte Teil der Außenfläche wird für die extrinsische Perspektive stark durchsichtig dargestellt. Ein glasähnlicher Effekt bietet hierbei eine bessere visuelle Wahrnehmung als einfache partielle Transparenz. Ein roter Glyph gibt die Position und Sichtrichtung der virtuellen Endoskopiekamera wieder.

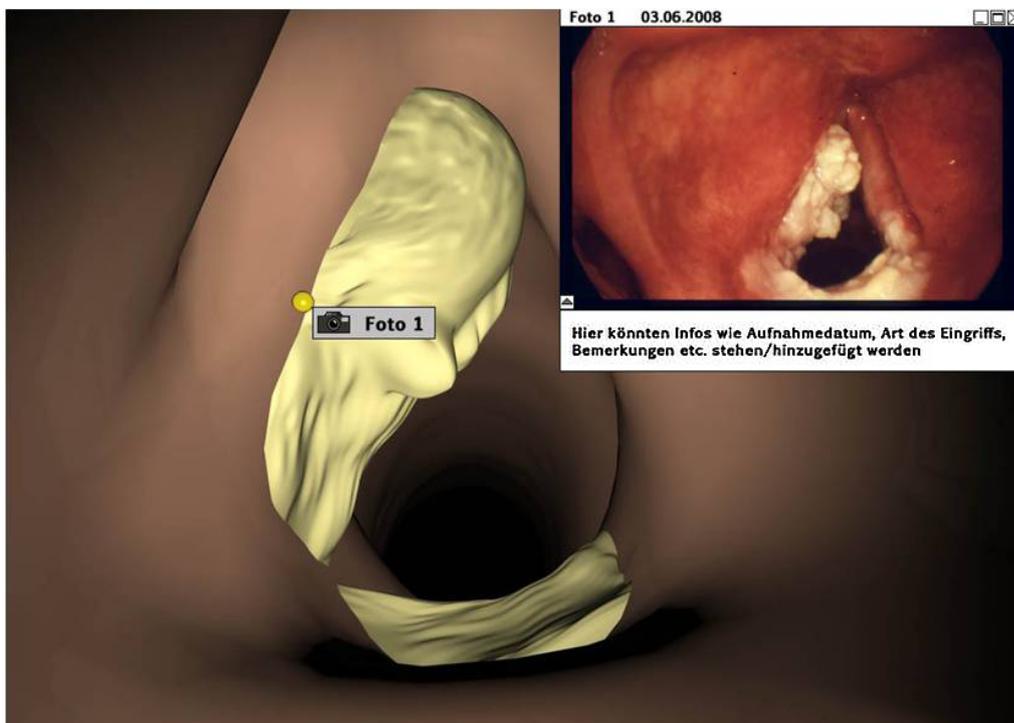


Abbildung 8.10: Für einen in das Pharynx-Innere gewachsenen Tumor wurde ein Foto aus dem echten endoskopischen Eingriff an die zugehörige Stelle des 3D-Modells geheftet. (Quelle: [Preim u. a. 2010]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Lars Dornheim.)

Doch zeigte sich, dass die resultierenden Visualisierungen zu komplex sind. Da für eine chirurgische Fragestellung i. A. jeweils nur bestimmte Strukturen relevant sind, sollten passende Teilmengen workflowgerecht sequenziell dargestellt werden, um den jeweiligen Aspekt (z. B. eine einzelne Infiltration) gezielt zu beurteilen.

Virtuelle Endoskopie

Für spezifische Hohlstrukturen wie den Atem- und Speisetrakt steht ein zusätzliches Modul zur *Virtuellen Endoskopie* bereit, welches eine nähere Untersuchung des Strukturinneren ermöglicht. Auch wenn diese Technik grundsätzlich nicht in der Lage ist, die reale Oberflächentextur korrekt wiederzugeben (außer, die Textur- und ggf. Oberflächendaten entstammen der Rekonstruktion einer realen (3D-)Endoskopie, siehe Abbildung 3.5 in Kapitel 3), kann sie dem Chirurgen dennoch relevante Zusatzinformationen bieten. Neben einer qualitativen Bewertung räumlicher Dimensionen von z. B. Engstellen können derartige Darstellungen vor allem in der realen Endoskopie nicht sichtbare äußere Kontaktflächen offenlegen (Abbildung 8.9, links). Nicht zuletzt kann die virtuelle Ansicht auch mit realen Fotos kombiniert werden (Abbildung 8.10).

Für die Navigation im Endoskopie-Modus wird eine typische Flugsteuerung als Interaktion zur Verfügung gestellt. Um ein Überschreiten oder Durchblicken der Innenwand zu unterbinden, wird das entwickelte effiziente Messverfahren aus Kapitel 4 zur Echtzeit-Kollisionserkennung des Viewports mit der Hohlstruktur eingesetzt. Als zusätzliche Orientierungshilfe bei der Beurteilung dieser intrinsischen Szene kann eine duale Ansicht (Abbildung 8.9) aktiviert werden, die den umgebenden räumlichen Kontext wahlweise in Form der extrinsischen 3D-Szene oder einer Dreifach-Schichtbildansicht zeigt. Neben den segmentierten Strukturen wird ein Glyph für die virtuelle Endoskopkamera dargestellt, welche durch einfachen Klick neu positioniert werden kann.

Erweiterte Messfunktionen

Integraler Bestandteil des gesamten radiologischen Moduls ist darüber hinaus das in Kapitel 4 eingehend beschriebene ganzheitliche Messverfahren, welches eine automatisierte Bestimmung chirurgisch relevanter 3D-Abstandsmaße (*kürzester Abstand, Durchmesser, Dreifachausdehnung, Sicherheitsabstände* und *Infiltrationsränder*, etc.) für verschiedenste Eingabekombinationen (freie Raumpunkte, ausgewählte Oberflächenpunkte, selektierte Strukturen und Strukturgruppen, bis hin zu berechneten Geometrien wie Schwerpunkte, Skeletons o.ä.) und Darstellungsformen (Voxel, Oberflächennetz, Volumennetz⁸, etc.) ermöglicht (Abbildungen 8.5, 8.11 und 8.12). Lediglich eine Volumetrie wurde noch zusätzlich implementiert.

Für eine optimale Selektierbarkeit kann in sämtlichen manuellen wie automatischen Mess-Modi jederzeit (auch während einer laufenden Messung) zwischen allen verfügbaren Ansichten (*axial, sagittal, coronal, 3D-Ansicht* und *virtuelle Endoskopie*) frei gewechselt werden. Während eines aktivierten Mess-Modus werden

⁸Volumennetze kommen im TTM allerdings gegenwärtig nicht zur Anwendung

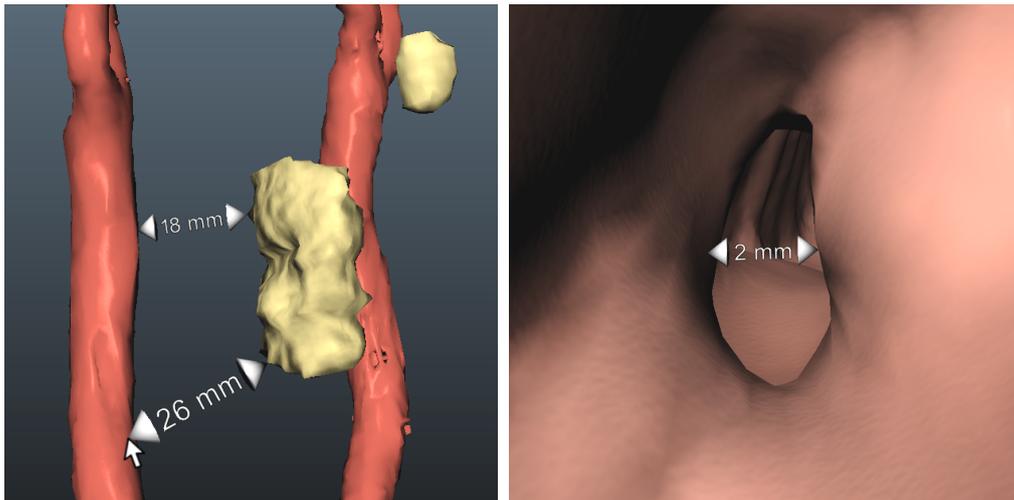


Abbildung 8.11: Abstandsvermessungen zur Bewertung spezifischer Diagnose- und Planungsfragen. *Links:* Ausgehend von den gegebenen Segmentierungen hat eine automatische Vermessung einen kürzesten Abstand zwischen Tumor und A. carotis von 18mm bestimmt und das Messergebnis zur Szene hinzugefügt. Falls ihm dieses Einzelmaß noch nicht aussagekräftig genug ist, kann der Chirurg darüber hinausgehend auch den Tumor als Selektion fixieren und von diesem ausgehend die Oberfläche des Blutgefäßes frei interaktiv explorieren, wobei der kürzeste Abstand des aktuellen Oberflächenpunktes zum bösartigen Gewebe in Echtzeit aktualisiert wird. (Quelle: [Rössling u. a. 2011a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). *Rechts:* Eine interaktive manuelle Vermessung einer Pharynxkonstriktion ergab in der Mitte des Querschnitts eine Ausdehnung von 2mm.

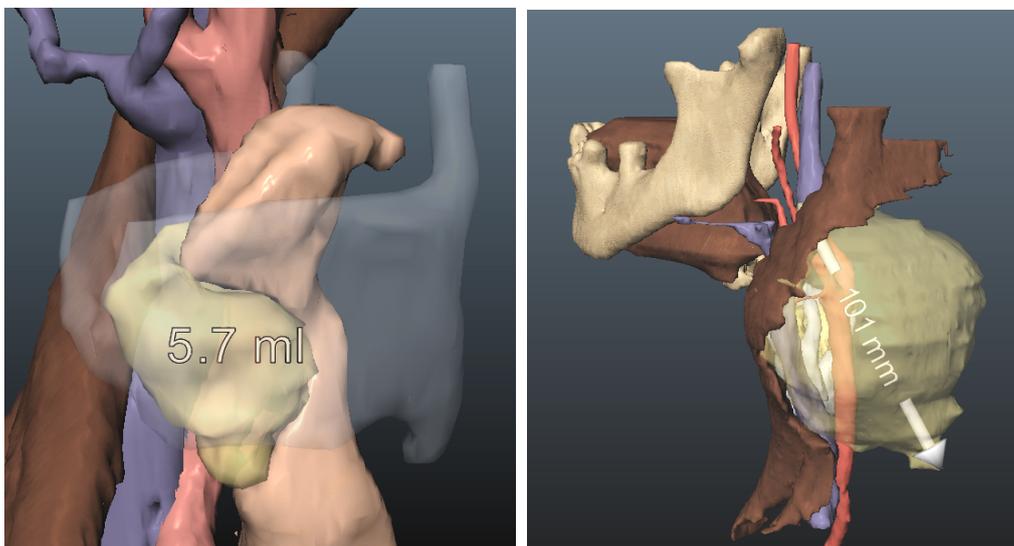


Figure 8.12: Volumetrie und Durchmesser. *Links:* Volumetrie eines Tumors, der den Raum zwischen Cricoid und Thyroid Cartilage einnimmt. (Quelle: [Rössling u. a. 2011a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). *Rechts:* Die Vermessung des Durchmessers eines massiv vergrößerten malignen Lymphknotens ergab 101 mm.

der aktuelle Zustand sowie die bis zu drei letzten Messergebnisse dem Arzt als persistentes textuelles Overlay angezeigt.

Für eine direkte Beurteilung der konkreten räumlichen Ausprägung werden zudem Visualisierungen generiert, die die Messergebnisse eingebettet in ihrem jeweiligen räumlichen Kontext in der 3D-Szene, respektive dem 2D-Schichtbild darstellen. Hierzu kommen die in [Kapitel 5](#) diskutierten Visualisierungstechniken zum Einsatz. Die Abbildungen [8.11](#) und [8.4](#) illustrieren, wie derartige gezielte Visualisierungen die Bewertung von Infiltrationen unterstützen können. Solche Darstellungen sind Teil eines schrittweisen Planungsansatzes, bei dem eine Serie von jeweils einfachen Visualisierungen generiert wird, um den jeweiligen Einfluss verschiedener möglicher chirurgischer Prozeduren auf die involvierten anatomischen Strukturen verstehen zu können.

8.6.3 Panendoskopische Untersuchung

Der (realen) Panendoskopie wurde eine eigene Modalität gewidmet. Ihre Bilddaten bestehen aus Fotos, die während der endoskopischen Untersuchung aufgenommen wurden, sowie schematischen Zeichnungen.

Endoskopiefotos

Für die über die AIDA-Schnittstelle oder manuell importierbaren Endoskopiefotos wurde in enger Zusammenarbeit mit dem klinischen Partner ein intuitives und benutzerfreundliches Annotationssystem entwickelt, welches neben Freihandzeichnungen und textuellen Labels auch simple Icons zur Markierung wichtiger Bereiche, (un)beweglichen Gewebes oder auch Biopsiepositionen offeriert und damit eine besonders effiziente semantische Kommentierung ermöglicht. Die unmittelbare Verwendung dieser Funktionalität während des endoskopischen Eingriffs bietet einen Weg zur bildlich gestützten eindeutigen Identifikation von Biopsien, durch Erfassung ihrer ID und Position. Im Hinblick darauf, dass bei der klassisch manuellen Form sich im klinischen Alltag gelegentlich Probleme bei der nachträglichen Zuordnung der Biopsie-Ergebnisse zur den Entnahmestellen im Patientensitus ergeben haben, stellt diese Funktionalität durch Reduktion der Verwechslungsgefahr ein zusätzliches Maß an Sicherheit dar.

Schemazeichnungen

Ergänzend zur primär visuellen Evidenz der Endoskopiefotos bieten die Schemazeichnungen einen einfachen Weg, allgemeine lokalisierbare Eindrücke und Beurteilungen der Voruntersuchungen – insbesondere solche nicht-visueller Natur, wie z. B. palpatorische Befunde – einzubringen ([Abbildung 8.13](#)). Als Grundlage stellt der TTM hierzu die an der HNO-Klinik verwendete Kollektion an Standard-Schemata bereit. Die offerierten Annotationsfunktionen sind dabei die gleichen wie bei den Endoskopiefotos.

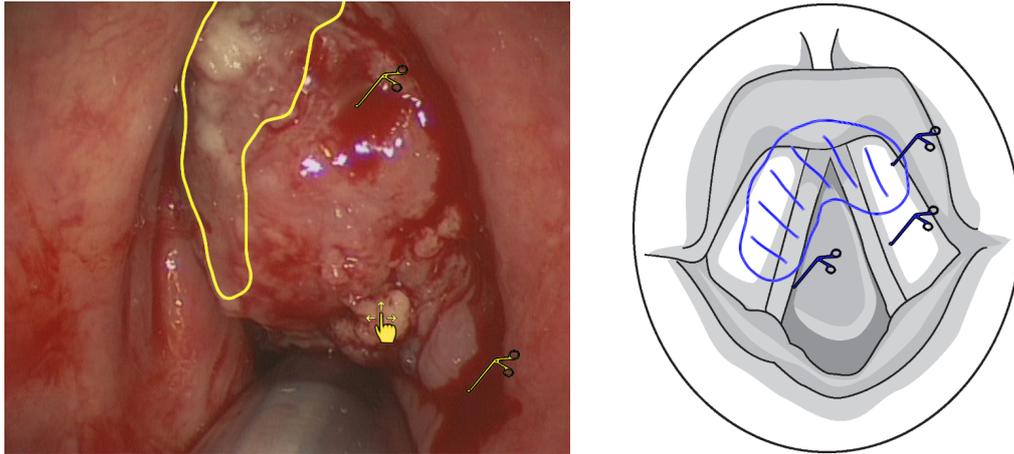


Abbildung 8.13: Das Panendoskopie-Modul bietet intuitiv bedienbare Annotationsmöglichkeiten, welche auf einen effizienten Einsatz ausgerichtet sind. *Links:* Ein Endoskopiefoto wurde angereichert mit einer Umrisslinie, die den mutmaßlichen Tumorrand darstellen soll, sowie zusätzlichen Markern, die Biopsie-Entnahmestellen und einen Hinweis zur Gewebewebeweglichkeit wiedergeben sollen. *Rechts:* In eine Schemazeichnung wurde der in etwa betroffene Bereich eingezeichnet und die ungefähre Lage dreier Biopsie-Stellen markiert. (Quelle: [Rössling u. a. 2011a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer).

8.6.4 Begleitende Dokumentationsfunktionen

Für die besprochenen radiologischen wie nicht-radiologischen Untersuchungen stellt der TTM dem Chirurgen bildliche Dokumentationsfunktionalitäten zur Verfügung, die dieser zu seinem Meinungsbildungs- und Planungsprozess begleitend verwenden kann.

Visualisierungen der Messergebnisse

Für die auf den radiologischen Bilddaten durchgeführten Vermessungen (Abschnitt 8.6.2) ermöglichen die zugehörigen Visualisierungen dem Arzt nicht nur eine bessere räumlich-kontextuelle Beurteilung. Zudem erweisen sie sich als gutes Mittel, die Messergebnisse auch bilddokumentatorisch festzuhalten. Da eine wie in Kapitel 6 beschriebene automatische Berechnung optimaler Perspektiven für Messergebnisse noch nicht als Funktionalität im TTM umgesetzt wurde, werden die gewünschten Ansichten gegenwärtig manuell eingestellt und festgehalten.

Annotationen

Den Annotationsmöglichkeiten für Endoskopiefotos und -schemata wurde in Abschnitt 8.6.3 bereits ein wichtiger dokumentatorischer Charakter beigegeben. Ergänzend sollte jedoch erwähnt werden, dass diese zeitweise umfassender ausgebaut waren und in Analogie zu anderen Systemen auch spezialisierte Zeichenfunktionen wie Linien(züge), Rechtecke, Polygone, Kreise und Ellipsen enthielten. Diese schienen für die HNO-Chirurgen zumindest für ihre Anwendungszwecke gegenüber der Freihandzeichnung jedoch keinen nennenswerten zusätzlichen Nutzen darzustellen. Da selbige Spezialannotationen fast nie zum Einsatz kamen, wurden sie im Zuge der Rationalisierung entfernt.

Für Annotationsfunktionen der Schichtbilder und 3D-Szenen wurde seitens unserer klinischen Partner zurückliegend ebenfalls kein klarer Bedarf geäußert, weshalb diese als direkte Funktionen zunächst eingespart wurden. Bei Bedarf ist eine Annotation dieser Ansichten allerdings indirekt möglich, indem ein (nachfolgend erklärter) dynamischer Schnappschuss erstellt und der ihm zugehörige Screenshot einfach als reguläres 2D-Bild annotiert wird.

Dynamische Schnappschüsse

Für jede Modalität können zu Dokumentations- und Reproduktionszwecken sogenannte *dynamische Schnappschüsse* der aktuellen Ansicht erstellt werden (Nr. ⑤ in Abbildung 8.6). Diese werden der digitalen Patientenakte hinzugefügt und umfassen neben einem einfachen Bildschirmfoto der Szene auch sämtliche relevanten Einstellungen der aktuellen Anzeige. Auf diese Weise ermöglichen sie eine spätere direkte Wiederherstellung der exakten Ansicht, in der sie generiert wurden, und bilden damit zugleich die Grundlage der Voransichten für die in Abschnitt 8.6.7 erläuterte interaktive 3D-Dokumentation.

8.6.5 Tumor-Staging

Das Tumor-Staging-Modul bietet eine formular-basierte Unterstützung zum Zusammentragen von Tumordaten und zur Durchführung einer auf dem TNM-Regelsystem basierenden Tumor-Klassifikation.

Automatisierte Datenakquise

Mit dem Ziel einer maximalen Automatisierung und Nutzerunterstützung ist die Software-Applikation in der Lage, Werte für einzelne Parameter vorzuschlagen, wenn es diese Information aus den segmentierten Geometrien selbst extrahieren kann (Abbildung 8.14). Neben ihrer reinen Anzahl können mit dem automatischen Messverfahren aus Kapitel 4 für den Tumor und alle zuvor als befallen markierten Lymphknoten auch deren (maximale) Durchmesser direkt aus den Segmentierungen bestimmt werden. Basierend auf einer zusätzlich berechneten Schätzung der Midsagittalebene können mit der in Abschnitt 7.2 beschriebenen Technik darüber hinaus auch die individuellen Seitenlagen sowie die Lateralität des Gesamtbefalls automatisch bestimmt werden.

TNM-Klassifikation

Darüber hinaus wurde den Ausführungen in Abschnitt 7.4 folgend ein kompletter TNM-Klassifikator für die Kopf-Hals-Region implementiert, welcher bei konsequenter Verwendung dank des international vereinbarten, stark formalisierten Regelsystems zwei Dinge sicherstellt:

Erstens wird garantiert, dass sämtliche (klassifikations)relevanten Daten zusammengetragen wurden. Sind die getätigten Angaben noch unvollständig für eine definitive Klassifikation, so werden schrittweise die für die aktuell kritischste mögliche Klasse noch offenen Punkte jeweils rot hervorgehoben. Eine positive Angabe

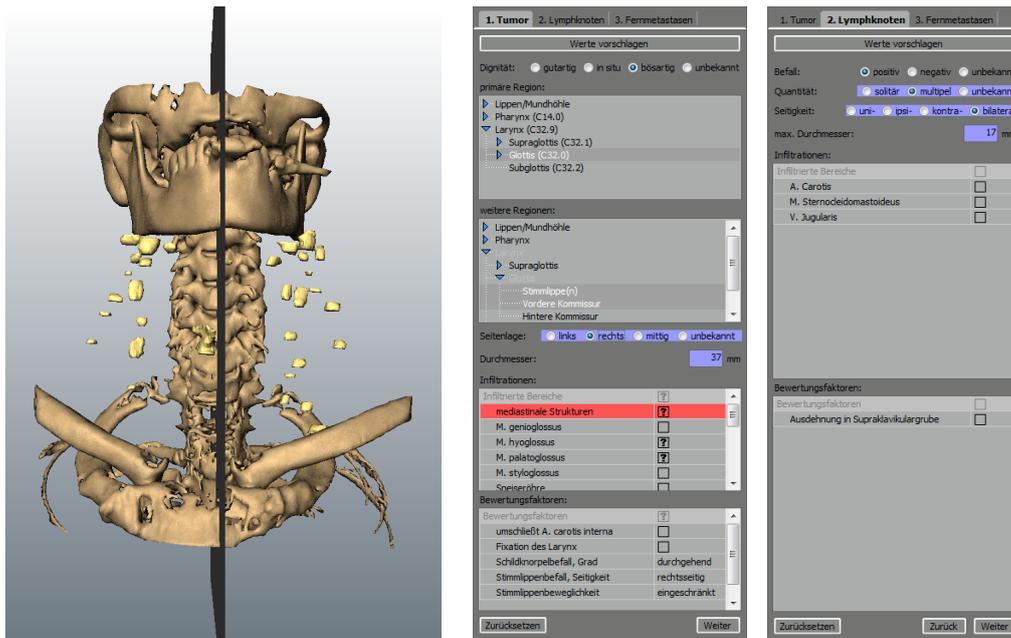


Abbildung 8.14: Extraktion therapierelevanter Informationen aus den segmentierten Geometrien (Quelle: [Rössling u. a. 2011a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). *Links:* Ausgehend von einer geschätzten Lage der Midsagittalebene können individuelle Tumor- und Lymphknoten-Seitenlagen sowie die Lateralität des Befalls automatisch ermittelt werden. *Mitte & Rechts:* Automatische Empfehlungen (*Blau*) für z. B. Ausdehnung, Quantität, Seitenlage und Lateralität vereinfachen den Prozess des Tumor-Stagings. *Mitte:* Der im TTM integrierte TNM-Klassifikator garantiert auf Basis des formalisierten einschlägigen Regelsystems ein objektiv korrektes Ergebnis für die eingegebenen Daten und hebt fehlende Angaben zu klassifikationsrelevanten Aspekten farblich auffallend hervor (*Rot*).

genügt, um die Klasse zu fixieren. Für eine Verringerung der Klasse müssen indes alle markierten Fragen negativ befundet werden, infolge dessen die für die neue kritischste Klasse offenen Punkte wiederum rot hervorgehoben werden.

Zweitens wird sichergestellt, dass ausgehend von den z. T. subjektiven Einzelbewertungen des Experten die resultierende TNM-Klassifikation entsprechend der offiziellen Regeln von AJCC und UICC [AJCC 2009; UICC 2009] letztlich objektiv korrekt ermittelt wurde. Die Aufgabe des Chirurgen beschränkt sich damit auf die Bewertung der medizinisch relevanten Fragen – ihre regelkonforme Verarbeitung übernimmt indes der Computer, wodurch der Arzt vor einer Fehlanwendung des Regelsystems geschützt ist.

8.6.6 Panendoskopiebericht

Das Dokumentationsmodul ermöglicht es schließlich, sämtliche gesammelten textuellen wie bildlichen Informationen in einem einheitlichen Dokument vordefinierten Formats (Abbildung 8.15) strukturiert zusammenzuführen. Die Erstellung des Panendoskopie-Berichtes wurde dabei als dreistufiger Prozess gestaltet.

Datenintegration und Befundgenerator

Zunächst werden auf Initiierung des Nutzers hin alle für den Bericht relevanten inhaltlich-textuellen Informationen in einer Formularmaske zusammengetragen. Dies umfasst die Patienteninformationen, die Untersuchungsdaten sowie das vom Anwender im Tumor-Staging-Modul abschließend bestätigte Ergebnis der TNM-Klassifikation.

Im Zuge dieser Datenaggregation wird zudem ein template-basierter textueller Befund generiert, um dem Anwender weitere Dokumentationszeit einzusparen. Lediglich die Therapie-Entscheidung muss der Arzt noch selber eintragen, sowie eine Angabe zum Vorliegen von Fotodokumentation und Labormaterial tätigen. Die ganzen anderen automatisch vorgeschlagenen Angaben kann er in diesem Zuge aber auch noch einmal korrigieren, konkretisieren oder ergänzen.

Bilddokumentation

Der zweite Schritt besteht in der Zusammenstellung der Bilddokumentation. Auf Initiierung des Nutzers hin werden alle zuvor erstellten dynamischen Schnappschüsse in eine zweispaltige Bildleiste übernommen. Die Anordnung der Elemente der Bilddokumentation kann der Nutzer anschließend noch frei anpassen. Neben einer Deselektion einzelner letztlich doch nicht relevanter Darstellungen und einer Umsortierung der verbleibenden Elemente ist aber auch ein Importieren zusätzlichen externen Bildmaterials noch möglich. Optional kann der Nutzer in den digitalen Bericht eine zusätzliche 3D-Szene integrieren lassen, welche die Oberflächenmodelle sämtlicher segmentierter Strukturen dieser Fallakte beinhaltet und für diese eine nachträgliche interaktive Exploration erlaubt.

Dokumentgenerierung

Den letzten Schritt bildet die Generierung des eigentlichen Dokumentes. Als Datenformat wurde sich aus mehrerlei Gründen für PDF entschieden. Neben seiner formalen ISO-Standardisierung [ISO 32000-1:2008] zeichnet es sich durch seine besonders weite Verbreitung aus und ist in der verwendeten Version 1.6 mit allen gängigen PDF-Viewern auf mobilen wie Desktop-Systemen betrachtbar und nativ druckbar. Zudem ist dieses Dokumentformat in der speziellen Unterversion PDF/H („PDF Healthcare“) [AIIM/ASTIM 2008] speziell für den medizinischen Einsatz standardisiert und langzeitarchivierbar [Drümmer und Zellmann 2011]. Im Hinblick auf die klinisch relevanten Datenschutz- und Datensicherheitsaspekte bietet PDF entsprechende digitale Signatur- und Verschlüsselungsmechanismen. Nicht zuletzt gewährleistet die vorgenommene Einbettung eines ICC-Farbprofils eine korrekte Farbdarstellung bei Betrachtung und Druck.

Da L^AT_EX als Prozessor für die Dokumenterstellung benutzt wird, ist das Layout frei definierbar und kann insbesondere auf die jeweilige Institution oder individuelle Anforderungen angepasst werden. Gegenwärtig ist eine Vorlage des Panendoskopie-Reports der HNO-Klinik des Universitätsklinikums Leipzig integriert (siehe Abbildung 8.15 und das PDF im Begleitmaterial). Dieses vordefinierte Template sieht auf der Kopfseite die Aufführung von Stammdaten, kritischer



Material auf der
Begleit-DVD
(Ordner-Nr. 6)

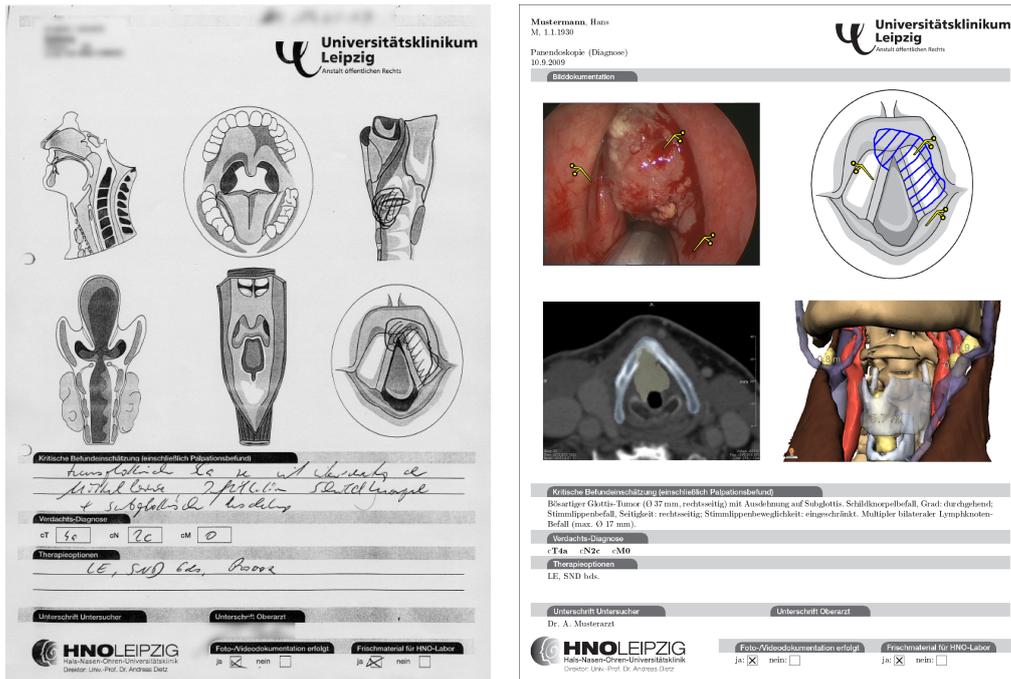


Abbildung 8.15: Handschriftlicher vs. elektronischer Endoskopiebericht. (Quelle: [Rössling u. a. 2011a]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). *Links:* Beim handschriftlichen Bericht bleiben vier von sechs Schemazeichnungen komplett ungenutzt. Zudem ist die Handschrift des Arztes häufig sehr schwer lesbar. Endoskopiefotos werden separat dem Bogen angeheftet oder lose beigelegt. *Rechts:* Im elektronischen Bericht werden nur einzelne annotierte Schemazeichnungen aufgenommen. Auch ausgewählte Fotos, relevante CT-Schichten und dedizierte Szenen-Ansichten werden direkt in das Dokument integriert. Gleichwohl nicht druckbar, kann zudem ein interaktives 3D-Modell eingebettet werden. Endoskopiefotos und Schemata sind angereichert mit hilfreichen Annotationen (wie z. B. betroffene Bereiche, Biopsiestellen, Gewebebeweglichkeit und weitere haptische Befunde). Vor allem ist der gedruckte elektronische Text aber um ein Vielfaches besser lesbar.

Befundeinschätzung, Verdachtsdiagnose und möglichen Therapieoptionen vor. Zusätzlich ist Platz für bis zu 2×2 Elemente der Bilddokumentation vorgesehen. Im Falle einer möglichen Überlänge der textuellen Angaben werden diese automatisch auf der nächsten Seite fortgeführt bzw. dorthin verschoben. Auch alle weiteren Elemente der Bilddokumentation werden auf den Folgeseiten platziert. Lediglich die Angaben zu Fotodokumentation und Labormaterial sowie die Unterschriften des Untersuchers und des Oberarztes werden aus Gründen der einfachen Übersicht und Konsistenz grundsätzlich immer am Ende der Kopfseite positioniert.

8.6.7 Interaktive 3D-Dokumentation

Im Laufe dieses Kapitels wurde (wie gleichermaßen auch durch zahlreiche andere Autoren in ihren Publikationen) die Bedeutung interaktiver 3D-Szenen für die chirurgische Operationsplanung hervorgehoben. Die Möglichkeit der dreidimensionalen Exploration dieser Inhalte sind jedoch in der Regel auf die jeweilige

Workstation bzw. Planungssoftware beschränkt. Gleichwohl dies innerhalb einer Einzelklinik noch nicht zwingend ein Problem darstellen muss, erwächst dieses spätestens bei der Einbeziehung von externen Parteien (z. B. beim Einholen einer zusätzlichen Expertenmeinung).

Ein grundsätzliches Problem, das sich hier bei der Bereitstellung der Unterlagen ergibt, ist der üblicherweise zweidimensionale Charakter der Dokumente. Durch diesen geht im Zuge der Berichterstellung ein beträchtliches Maß an räumlichen Zusatzinformationen der vormals dreidimensionalen Inhalte verloren. Um dieses Problem zu adressieren, boten sich im Wesentlichen folgende unterschiedlich gut realisierbare Möglichkeiten an:

1. Durch den Hersteller:

- Bereitstellung einer ggf. funktional reduzierten Viewer-Software (analog zu den auf den CDs der radiologischen Bildgebung für gewöhnlich beigelegten DICOM-Betrachtern auf)
- Möglichkeiten zur selektiven Ausblendung unwesentlicher Strukturen zur Minimierung von Verdeckungen
- Bereitstellung von Visualisierungstechniken (z. B. gezielte Transparenzen oder Smart-Visibility-Verfahren) in der Planungssoftware, die ein Großteil der relevanten Informationen im 2D-Bild erhalten
- Möglichkeit zum Export als Video oder in proprietärem interaktivem Format (z. B. Quicktime)

2. Durch den Benutzer:

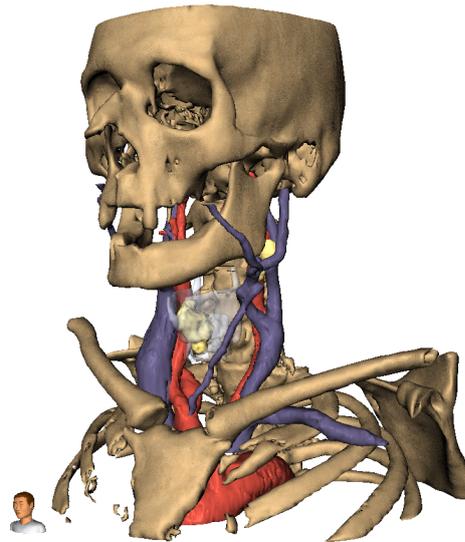
- Ergänzung der 2D-Bilder durch zusätzliche erläuternde Anmerkungen, um verdeckte bzw. schlecht sichtbare Inhalte kenntlich zu machen und ggf. zu beschreiben
- Erstellung multipler Screenshots von verschiedenen Ansichten
- Erstellung eines Video-Mitschnitts durch Einsatz einer Screen-Cast-Software während der Benutzung der Planungssoftware

All diese vorgenannten Möglichkeiten haben ihre mehr oder weniger offensichtlichen Nachteile und Beschränkungen. Wünschenswert wäre ein Datenformat, welches eine breite plattformübergreifende Unterstützung besitzt und für die Betrachtung von 3D-Inhalten keine zusätzliche Software erfordert, die nicht bereits als Standard im klinischen Alltag angesehen werden kann.

Als besondere Zusatzfunktionalität bietet das PDF-Format die Möglichkeit, ergänzendes multimediales wie interaktives Datenmaterial in das Dokument einzubetten. Neben Audio-, Video- und Flash-Inhalten (letzteres ab PDF v1.7) werden hierbei ab PDF v1.6 auch dreidimensionale Inhalte (nachfolgend „PDF3D“ genannt) unterstützt. Zur Betrachtung dieser Inhalte ist ein Adobe Acrobat ab Version 7 oder ein Adobe (Acrobat) Reader ab Version 8.3 erforderlich.⁹

⁹ Auf mobilen Endgeräten werden 3D-Inhalte durch Adobe Reader nicht unterstützt, doch finden sich dort teilweise Lösungen von Drittherstellern, wie z. B. der von Adobe empfohlene *3D PDF Reader* von Tech Soft 3D oder *TurboViewer (Pro)* von IMSI/Design.

Abbildung 8.16: Darstellung einer patientenindividuellen Hals-Anatomie, wie sie aus einer Segmentierung der zugrundeliegenden CT-Daten gewonnen wurde. Linksklick zur Aktivierung des eingebetteten PDF3D-Modells. (Benötigt Acrobat Reader 8.3 oder neuer.) Anschließend der Rechtsklick zur Anzeige des Kontextmenüs. Beste Betrachtung im „Vollbildmodus für Multimedia“. Darstellungsoptionen können global oder strukturweise interaktiv angepasst werden. Die hinterlegte Strukturhierarchie resultiert direkt aus den Falldaten, die vordefinierten Ansichten aus den durch den Anwender im TTM interaktiv erstellten dynamischen Schnappschüssen.



PDF3D für medizinische Daten

Mit seiner Einführung 2004 ursprünglich für den dokumentbasierten Austausch von CAD-Daten angedacht und verwendet, finden sich ab 2008 erste Publikationen mit Einsatz von PDF3D im biomedizinischen Bereich [Ruthensteiner und Heß 2008]. Neben der Darstellung von Oberflächenmodellen segmentierter Strukturen wurde auch bereits erfolgreich die Simulation eines Volumen-Renderng in PDF3D realisiert [Ruthensteiner u. a. 2010]. Allerdings ist die Funktionalität sehr eingeschränkt und die Dateigröße wächst im Vergleich zu Oberflächenmodellen sogar noch schneller an.

Im Hinblick auf Anwendungen im chirurgischen Kontext stellen [Birr u. a. 2011] und [Newe u. a. 2014] besonders ausgereifte Beispiele dar, die den Einsatz dieser Technik zur Generierung von 3D-Berichten für die Operationsplanung in der Lungen- bzw. Leberchirurgie demonstrieren. In letzterem Falle diskutieren die Autoren die grundsätzlichen funktionellen Möglichkeiten und Grenzen, reflektieren die klinische Einsatzmöglichkeiten¹⁰ und vergleichen zudem alternative Technologien und Datenformate. Eine durch zwei Experten durchgeführte Bewertung der Genauigkeit der visuellen Darstellung im direkten Vergleich zur Planungssoftware (MeVis Liver Analyzer) ergab volle Übereinstimmung.

Der hervorzuhebende Hauptbetrag von [Newe u. a. 2014] liegt jedoch in einer durchgeführten Nutzerbefragung zur Akzeptanz der PDF3D-Technologie im Allgemeinen und des eigenen 3D-Reports im Speziellen, zu der die Autoren ihre Ergebnisse präsentieren. Konkret handelte es sich hierbei um den Liver Analyzer Report, den der medizinische Dienstleister MeVis Distant Services (MDS) als Ergebnis für beauftragte Datenaufbereitungen zur Planung von Leberlebenspenden oder Lebertumorresektionen bereitstellt, und über den 26 klinische Nutzer

¹⁰Einzig der Verweis auf [Danz und Katsaros 2011] als vermeintlich erste Publikation in der medizinischen Anwendung ist hierbei ein wenig ungenau recherchiert, da bereits zuvor in [Rössling u. a. 2011b] der praktische Einsatz der Technik für die HNO-chirurgische Interventionsplanung demonstriert wurde.

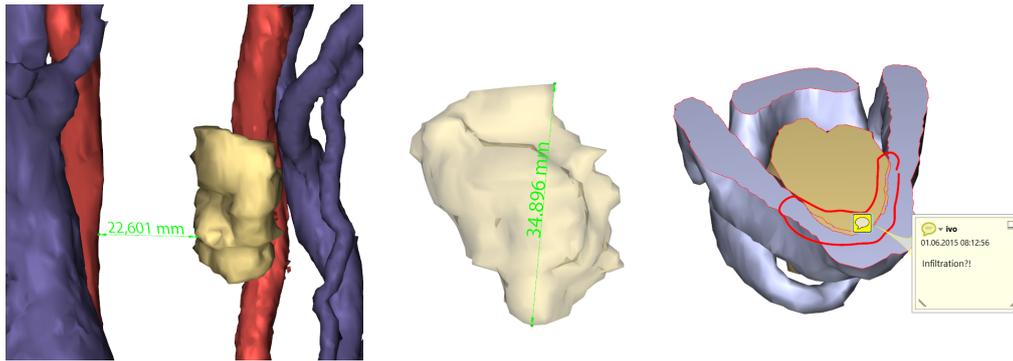


Abbildung 8.17: Beispielhafte Vermessungs- und Annotationsmöglichkeiten in PDF3D. *Links:* Manuelle interaktive Abstandsmessung zwischen Tumor und A. carotis. *Mitte:* Manuelle Bestimmung des Tumordurchmessers. *Rechts:* Annotation einer fraglichen Infiltration nach Clipping von Tumor und Schilddrüse mit horizontaler Ebene.

(22 Chirurgen und 4 Radiologen) Angaben zu ihren bisherigen Erfahrungen machten. Auf Basis der beantworteten Fragebögen wurde dem 3D-Report durch die Autoren ein sehr gutes Zeugnis über die Handhabung und Aussagekraft ausgestellt, welches an dieser Stelle jedoch nicht eingehender reflektiert werden soll und zu dessen Details und kritischer Interpretation stattdessen auf die Publikation [Neuwe u. a. 2014] verwiesen sei.

Chirurgisch relevante Funktionalitäten

Im Kern ermöglicht PDF3D die Einbettung hierarchisch aufgebauter Szenen von dreidimensionalen Oberflächenmodellen (im U3D- oder RPC-Format). Die in Acrobat (Reader) integrierte 3D-Engine ermöglicht dem Nutzer eine interaktive Exploration der Szene. Dem Chirurgen bietet sie dabei die folgenden planungsrelevanten Funktionen:

- Wechsel zwischen orthographischer und perspektivischer Projektion
- Ein-/Ausblenden, Transparent-Schalten, Isolieren oder Heranzoomen für jedes Element der Szenen-Hierarchie
- Planares Clipping der Szene
- Abfrage von Strukturvolumina und manuelle Bestimmung von Abständen
- zwei- und dreidimensionale Annotationen
- Aufrufen bei der Dokumentgenerierung hinterlegter Ansichten sowie Erstellung neuer Ansichten (letzteres nur in Vollversion von Acrobat)

Diese Funktionalitäten erlauben es, die aus dem TTM exportierten Planungsergebnisse nachträglich noch individuell zu explorieren, zu vermessen und zu annotieren (Abbildung 8.17). Damit bieten sie die Möglichkeit, ohne die Notwendigkeit eines erneuten Einsatzes des TTM später auftretende Fragestellungen noch nachträglich zu klären. Ein im Begleitmaterial enthaltenes Video demonstriert dies anhand des Beispiel-Datensatzes aus Abbildung 8.16.



Material auf der
Begleit-DVD
(Ordner-Nr. 7)

Generierung der interaktiven 3D-Dokumentation im TTM

Soll neben den Screenshots auch die optionale interaktive 3D-Szene als Teil der Bilddokumentation in das Dokument aufgenommen werden, so erfolgt deren Integration wie folgt: Zunächst werden sämtliche segmentierte Strukturen als Oberflächenmodelle in einer virtuelle 3D-Szene integriert und zusammen mit ihrer im Struktur-Browser des TTM dargestellten Hierarchie in einem passenden Format (Universal-3D, .U3D) exportiert. Anschließend werden für alle dynamischen Schnappschüsse, welche in der 3D-Ansicht des TTM erstellt wurden, die mit ihnen assoziierten Szeneneinstellungen aufgesammelt und in einer zweiten Datei als vordefinierte Ansichten (3D-Views, .VWS) strukturiert abgelegt.

Jede Ansicht beschreibt Extrinsik und Intrinsik der Kamera (Position, Fokuspunkt, Rollwinkel, Öffnungs-Winkel, Projektionsart) sowie für jede Struktur die Art ihrer Darstellung (Sichtbarkeit, Transparenz, Rendermodus). Bei der Erstellung des Berichtes werden 3D-Modell und Voransichten im Dokument eingebettet. Wählt der Anwender später bei der Betrachtung dieser interaktiven Szene eine der hinterlegten Ansichten aus, werden alle mit ihr assoziierten Einstellungen wiederhergestellt (siehe hierzu das in Abbildung 8.16 hinterlegte 3D-Modell).

8.7 Nutzen des TTM im chirurgischen Alltag

Die Entwicklung und Verfeinerung des TTM wurde von medizinischer Seite fachlich unterstützt durch unsere klinischen Partner. Ihre Expertise basiert auf einer repräsentativen Fallzahl an HNO-chirurgischen Eingriffen mit Tumor-Bezug. (Für das Jahr 2014 war eine Anzahl von 200 Tumor-Erstdiagnosen und 500 durchgeführten Panendoskopien zu verzeichnen.) Durch sie erhielten wir regelmäßig wertvolles Feedback über den klinischen Nutzen des TTM im chirurgischen Alltag sowie etwaige Verbesserungsmöglichkeiten. Zudem führten sie zwei eigene klinische Studien durch, in denen sie den Workflow [Boehm u. a. 2012] sowie die Güte der erzielten Ergebnisse [Pankau u. a. 2014] mit und ohne TTM analysierten.

Praxis-Einsatz des TTM

Mit ersten Prototypen wurde der TTM seit 2009 durch den klinischen Partner zunächst für Forschungszwecke eingesetzt, bereits ein Jahr später aber auch schon auf Einzelfallbasis unter realen Bedingungen verwendet. Seit Herbst 2012 ist er fester Bestandteil der chirurgischen Praxis. In der gesamten Zeit wurde der TTM von insgesamt 8 Chirurgen, überwiegend der HNO-Klinik des Universitätsklinikums Leipzig, zur Planung und Dokumentation von mehr als 300 HNO-chirurgischen Eingriffen eingesetzt (Stand: April 2015). In den meisten Fällen wurde lediglich eine ausgewählte Untermenge an Funktionen benutzt, um z. B. externe CT-Daten zu sichten, Panendoskopien zu dokumentieren, Tumor-Stagings durchzuführen oder elektronische Berichte zu erstellen. In etwa 80 Fällen wurden jedoch auch Segmentierungen erstellt und das volle Funktionsspektrum (inklusive 3D-Visualisierungen, virtueller Endoskopien und räumlicher Vermessungen) eingesetzt.

Der TTM-gestützte Prozess wurde dabei in der Anfangsphase zumeist ergänzend zur konventionellen Planung auf Basis von CT und Papiervordruck durchgeführt. Dies wurde primär deshalb gemacht, um einen direkten Vergleich der beiden verschiedenen Workflows zu ermöglichen. Inzwischen wird immer häufiger auf den konventionellen Weg verzichtet und ausschließlich das TTM-basierte Verfahren eingesetzt.

Die computergestützte Planung kommt generell dann zur Anwendung, wenn sich die Tumorerkrankung bereits in einem fortgeschrittenen Stadium befindet und die Planung einer optimalen Behandlung sich deshalb als besonders anspruchsvoll erweist (etwa zwei von drei Patienten zeigen einen Tumor im fortgeschrittenen Stadium III oder IV, rund 10% weisen Metastasen auf).

Allgemeines Feedback

Die Chirurgen, die das System häufiger einsetzten, meldeten einen durch sie empfundenen Nutzen hinsichtlich mehrerer Aspekte. Allem voran wurde bereits die durch den TTM gegebene Möglichkeit der Nutzung eines einheitlichen DICOM-Viewers mit integriertem DICOM-Directory-Browser als großer Vorteil empfunden – gegenüber dem funktional sehr eingeschränkten Web-Interface des klinikinternen PACS auf der einen Seite und der Notwendigkeit einer Auseinandersetzung mit unzähligen unterschiedlichen Betrachtern auf der anderen Seite, welche bei Patienten mit extern angefertigten radiologischen Aufnahmen als Begleitsoftware auf den DICOM-CDs enthalten sind.

Als besonders hilfreich wird der TTM für die Planung chirurgischer Eingriffe am Larynx angesehen. Für diese können insbesondere die relevanten Zielstrukturen (Pharynx, Cricoid und Thyroid Cartilage) anhand ihrer Intensitäten im CT schnell und einfach segmentiert werden. Im Vergleich dazu können beispielsweise bei Tumoren des Oropharynx nicht alle relevanten Zielstrukturen ohne größeren Aufwand zuverlässig vom angrenzenden Gewebe diskriminiert werden, wodurch 3D-Befunde hier nur selten vorliegen und die gewonnenen 3D-Visualisierungen aufgrund der Datenunschärfe weniger aussagekräftig sind. Dies kann sich jedoch ändern, wenn Segmentierungen alternativ (oder zusätzlich) auch auf Basis anderer Modalitäten, wie z. B. MRT oder PET/CT erstellt werden.

Vermessungen wurden als sehr wesentlich bewertet, allerdings kamen diese deutlich stärker im 3D zum Einsatz als in der 2D-Schichtbild-Ansicht. Die Annotationsmöglichkeiten wurden ganz allgemein als sehr hilfreich angesehen. Den größten Nutzen stellten in dieser Hinsicht die schnell und einfach annotierbaren Endoskopiefotos und Schemazeichnungen dar. Insgesamt schätzen die Chirurgen die für sie neuartigen, dennoch nutzerfreundlichen Dokumentationsfunktionalitäten, die der TTM ihnen bietet. Sie resultieren allgemein in Befunden mit einer deutlich tieferen Durchdringung und ermöglichen letztlich eine umfassendere aber zugleich sehr präzise Kommunikation von Untersuchungsergebnissen. Die involvierten Chirurgen würden eigenen Angaben zufolge die Endoskopien nunmehr noch gewissenhafter und profunder durchführen, da die Befundergebnisse noch umfassender festgehalten werden können.

Die PDF₃D-Technologie wurde dagegen bisher kaum angenommen. Zunächst sind nur in der Minderheit der Fälle überhaupt Segmentierungen vorhanden. Zudem muss die Option explizit gesetzt werden. Neben den massiv wachsenden Dateigrößen und der mangelnden/begrenzten Unterstützung für mobile Geräte liegt der Hauptgrund aber darin, dass innerhalb der Klinik direkt der TTM genutzt wird und beispielsweise nur selten Meinungen externer Dritter eingeholt werden. Die Einschätzungen von [Newe u. a. 2014] zur Akzeptanz dieser Technik können wir insofern bisher nicht teilen. Zu bedenken ist aber, dass das Anwendungsszenario bei MDS allerdings auch deutlich stärker auf den Remote-Austausch von Planungsergebnissen ausgerichtet ist.

Planungs- und Dokumentationsergebnisse

Bei aller positiver Resonanz und den gebotenen Möglichkeiten darf die Frage nach dem effektiv erreichten Gewinn für die Planungs- und Dokumentationsergebnisse nicht außer Acht gelassen werden.

Zur Frage, in welchem Maße der Einsatz des TTM bisweilen zu einer Änderung der chirurgischen Gesamtstrategie z. B. hinsichtlich der Radikalität des Eingriffs oder der Wahl des Zuganges geführt haben mag, konnten die Ärzte keine belastbaren Aussagen treffen. Dies liegt im Wesentlichen aber auch daran, dass schon seit längerem in der Regel ein neuer Fall nicht mehr doppelt (sowohl mit als auch ohne TTM) geplant wird, sodass der direkte Vergleich nicht gegeben ist. Allerdings gaben die Ärzte übereinstimmend an, sich mit einer computergestützten Planung deutlich sicherer und vor allem besser vorbereitet für die OP zu fühlen.

Dieses subjektive Feedback deckt sich mit den Ergebnissen einer klinischen Studie [Pankau u. a. 2014], deren Ziel die vergleichende Bewertung der Gültigkeit und Zuverlässigkeit der konventionellen gegenüber der TTM-basierten Dokumentation war. Im Rahmen dieser klinikübergreifenden RCT¹¹ wurden aufbereitete Falldaten 42 prospektiv erhobener Krebsfälle durch 11 erfahrene HNO-Fachärzte aus fünf Kliniken im Hinblick auf ihren TNM-Status teilweise mit und teilweise ohne ergänzende TTM-Daten re-evaluiert. Dabei zeigten sich drei Dinge:

1. Die T-Klassifikation wich sowohl mit als auch ohne TTM im Durchschnitt kaum von der Referenz ab.
2. Bei der N-Klassifikation war indes ohne TTM eine systematische Unterschätzung zu verzeichnen, mit dem TTM entsprach sie dagegen der Referenz.
3. Sowohl bei der T- als auch der N-Klassifikation war durch Einsatz des TTM gegenüber dem konventionellen Vorgehen eine signifikante Reduktion der Varianz zu verzeichnen.

[Pankau u. a. 2014] leiten hieraus eine durch den TTM insgesamt gesteigerte Reproduzierbarkeit ab, sowie für das T-Staging mindestens die gleiche und für das N-Staging eine zudem auch erhöhte Genauigkeit.

¹¹randomisierte kontrollierte Studie (RCT engl.: randomized controlled trial)

Zeitlicher Aufwand

Mit Blick auf die zeitlichen Auswirkungen durch den Einsatz des TTM wurde durch die klinischen Partner eine eigene Studie zur vergleichenden Workflow-Analyse durchgeführt [Boehm u. a. 2012]. 20 Fälle mit konventionellem (papierbasiertem) Planungs- und Dokumentationsprozess wurden weiteren 20 Fällen mit TTM-Unterstützung gegenübergestellt. Insgesamt zeigte sich, dass – den Segmentierungsaufwand nicht mitgezählt – der computergestützte Prozess im Durchschnitt etwa 10 min langsamer war.

Dies rührte zu einem gewissen Teil aus der zu diesem Zeitpunkt vorliegenden Notwendigkeit her, die Patienteninformationen sowie Initialbefunde manuell einzugeben, die Schichtbilddaten und Endoskopie-Fotos persönlich zu importieren, sowie die in den digitalen Panendoskopiebericht letztlich zu übernehmenden Informationen und Grafiken selbst zusammenzustellen. Mit geplanten Systemanbindungen zu zentralen klinischen Systemen wie PACS und HIS gingen [Boehm u. a. 2012] dementsprechend von möglichen deutlichen Zeiteinsparungen aus.

Für die Einholung der Patientendaten und die Bereitstellung des Ergebnisberichtes wurde eine derartige Anbindung inzwischen mit spürbar positivem Ergebnis realisiert (siehe nachfolgenden Abschnitt 8.8). Die dadurch effektiv erreichte Zeitersparnis gilt es jedoch noch konkret zu quantifizieren. Da allerdings selbst die in der Studie ermittelten höheren zeitlichen Aufwände bereits innerhalb der interoperativen Rüstzeiten lagen, vermag sich der computergestützte Planungsprozess schon jetzt in den klinischen Workflow zu integrieren.

Zugleich ist jedoch anzumerken, dass die im Vorfeld durchgeführte Segmentierung mit ca. 60 min¹² derzeit noch relativ zeitaufwändig ist. Nichtsdestotrotz wird vor allem in anspruchsvollen Fällen der Einsatz des TTM gegenüber dem konventionellen Planungs- und Dokumentationsprozess schon jetzt zunehmend bevorzugt, da er insgesamt zu spürbar aussagekräftigeren Befunden führt und damit auch moderat erhöhte Bearbeitungszeiten rechtfertigt [Boehm u. a. 2012].

8.8 Anbindung an das Informationssystem OncoFlow

Mit den durch ihn bereitgestellten Funktionen adressiert der TTM gezielt den Bereich chirurgischer Diagnostik, Therapieplanung und Dokumentation. Betrachtet man jedoch den kompletten klinischen Kontext, mit dem ein Patient im Zuge seiner Behandlung jemals in Berührung kommt, so zeichnet sich aus organisatorischer und informationstechnischer Sicht ein noch weit komplexeres Gesamtbild ab. Jeder Patient mit Primär-Diagnose Kopf-Hals-Tumor durchläuft einen mehrphasigen Gesamtprozess, welcher von Erstkonsultation und Diagnose über Therapie

¹²Von den in einer empirischen Studie [Hintze u. a. 2005] ermittelten durchschnittlichen 90 min zur Segmentierung von Knochen, Muskeln, Speicheldrüsen, Pharynx, Blutgefäßen und Lymphknoten ≥ 1 cm entfielen allein 55 min auf die beiden letztgenannten Strukturen. Diese konnten mit Hilfe modellbasierter Verfahren deutlich reduziert und um den oftmals ebenfalls wichtigen Schildknorpel erweitert werden [Dornheim u. a. 2008b].

bis hin zum Abschluss der Nachsorge eine Zeitspanne von 5 Jahren und mehr umfasst. Während dieser Zeit rotiert er zwischen einer Vielzahl an klinischen Struktureinheiten und erzeugt in diesem Zuge eine wahre Flut an Daten und Unterlagen. Diese werden neben unterschiedlichen klinikweiten Informationssystemen (z. B. KIS, RIS, PACS) auch in institutseigenen spezialisierten Software-Lösungen (z. B. TTM), sowie an unterschiedlichster Stelle teils auch in Form physischer (papierbasierter) Akten lokal vorgehalten und fortgeschrieben [Meier u. a. 2014].

Infolge dessen liegen wichtige patientenspezifische Informationen häufig abgekapselt und redundant über die ganze Klinik verstreut vor [McDonald 1997]. Um seine eigentliche Arbeit leisten zu können, muss sich ein Mediziner dann zur Recherche in mehreren sehr unterschiedlichen Systemen anmelden, zusätzliche Papierformulare sichten und in einem zeitaufwändigen wie fehleranfälligen Prozess manuell relevante Informationen zusammentragen und aggregieren. An eine jederzeit direkt verfügbare Übersicht des aktuellen Patientenstatus ist damit ebenso wenig zu denken wie an eine intelligente Automatisierung organisatorischer Abläufe, wie eine Generierung von Arztbriefen oder QM-Reports, Scheduling von Fällen für das Tumorboard oder eine automatische Wiedervorlage nach vorgegebenen Fristen [Meier u. a. 2014].

Das Klinische Informationssystem OncoFlow

Zur Überwindung dieser für klinischen Alltag wie medizinische Forschung gleichermaßen hinderlichen Defizite wurde seitens des klinischen Partners ein neuartiges institutsweites Informationssystem namens *OncoFlow* entwickelt und umgesetzt [Meier u. a. 2014], um mit einem zentralisierten Informations-Management und Assistenzfunktionalitäten den onkologischen Workflow vor allem organisatorisch nachhaltig zu unterstützen. Wesentlichstes Ziel war dabei die Schaffung einer singulären zentralen Datenbank, die sämtliche für die onkologische HNO-Chirurgie relevanten fallspezifischen Informationen bereithält und einen strukturierten orts-, zeit- und plattformunabhängigen Zugriff auf diese ermöglicht.

Die zugrundeliegende System-Architektur ist in Abbildung 8.18 schematisch dargestellt. Neben einem intuitiven Web-Interface ist OncoFlow mit Schnittstellen zu weiteren wichtigen Systemen ausgestattet, über welche Stammdaten, Diagnosen, durchgeführte medizinische Prozeduren, histopathologische Ergebnisse sowie radiologische Berichte automatisch importiert werden. Mit der Einbeziehung all dieser Daten werden sämtliche für den interdisziplinären Entscheidungsprozess relevanten Informationen in der elektronischen Patientenakte von OncoFlow zentral zusammengeführt und liegen dort gesammelt vor. Eine „Treatment Summary“ (Abbildung 8.19) gibt dabei jederzeit einen kompakten, aber aussagekräftigen Überblick über den aktuellen medizinischen Status des Patienten. Aufgabenorientierte Work-Lists und Möglichkeiten zur automatisierten Dokument-Generierung unterstützen den Arzt in der täglichen klinischen Routine.

Der größte Schwerpunkt liegt dabei auf dem umfassenden Tumorboard-Modul, welches insbesondere die Anforderungen der DKG für zertifizierte Kopf-Hals-Tumorzentren [DKG 2014] adressieren soll. Mit seinen Assistenzfunktionen un-

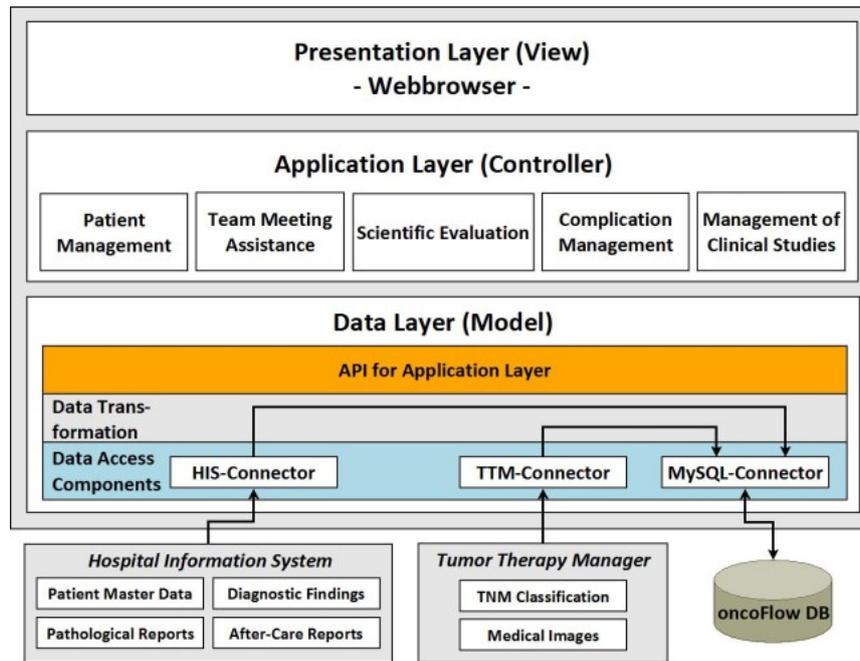


Abbildung 8.18: System-Architektur des OncoFlow-Frameworks (Quelle: [Meier u. a. 2014]). © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer). Neben zentralen Klinik-Systemen dient auch der TTM als wichtige Datenquelle.

terstützt OncoFlow die Ärzte hier bereits im Vorfeld beim Scheduling der Patienten, der Aggregation und Bereitstellung der Unterlagen, dem Verteilen von Einladungs- und Protokoll-Mails bis hin zur eigentlichen Befundpräsentation und Ergebnisdokumentation während des Tumorboards.

Der erste Prototyp von OncoFlow wurde im Oktober 2012 für initiale Tests in Betrieb genommen. Seit November 2012 wird es in der täglichen klinischen Routine zur Dokumentation der Anamnese und klinischen Untersuchungen bei Patienten mit Tumor-Verdacht eingesetzt. Nach erfolgreicher Anbindung an die Surgical Planning Unit [Bohn u. a. 2012] wurden allein in den ersten vier Monaten (März – Juli 2013) 120 Fälle durchgängig befüllt und mit vollständiger OncoFlow-Unterstützung im Tumorboard behandelt [Meier u. a. 2014].

Anbindung des TTM

Aufgrund der ebenso integralen Rolle, die der Tumor Therapy Manager in den vorangegangenen Jahren für die chirurgische Therapieplanung und multimodale Befunddokumentation an der HNO-Klinik des Universitätsklinikums Leipzig zunehmend eingenommen hat, wurde eine Anbindung des TTM an OncoFlow (Abbildung 8.18) seitens des klinischen Partners als geradezu essentiell angesehen. Beide Systeme wurden daher mit einer entsprechenden Schnittstelle ausgestattet, die einen kontrollierten Datenaustausch ermöglichen sollte, wobei die dahingehende Erweiterung auf Seiten des TTM maßgeblich dem Autor dieser Dissertation oblag. Der verbleibende Abschnitt soll die Funktionsweise dieser Schnittstelle sowie den Einsatz des TTM in Verbindung mit OncoFlow näher beleuchten.

Mit einem zentralen webbasierten Online-System wie OncoFlow war es naheliegend, HTTP als grundlegendes Kommunikationsmedium zum Datenaustausch zu verwenden. Da es sich beim TTM jedoch um eine desktop-basierte Softwarelösung handelt, die dezentral auf verschiedenen Rechnern installiert und individuell benutzt wird, erschien eine Initiierung der HTTP-Verbindung nur seitens des TTM sinnvoll. Die umgekehrte Richtung hätte die Einführung eines dedizierten Dienstes sowie die Koordination multipler TTM-Instanzen innerhalb des Klinik-Netzwerks erfordert.

Um dem Anwender dennoch die Möglichkeit zu bieten, auch aus OncoFlow heraus einen Datenaustausch zu initiieren, wurde auf eine alternative bewährte Technologie zurückgegriffen. Hierzu wird im Zuge der Installation des TTM auf dem jeweiligen Desktop-System ein spezifisches URI-Schema¹³ registriert und zu seiner Behandlung mit dem TTM assoziiert. In Konformität zur RFC 3986 [Berners-Lee u. a. 2005] wurde hierzu das URI-Format wie folgt definiert:

```

dmi://localhost/case=<CID>&reference=<RID>&session=<SID>
  \_/      \-----/ \-----|-----|-----/
  |         |         |         |         |
Schema  Verortung      Anfrage (parameter)

```

Eine Anforderung dieser URI würde auf dem lokalen Rechner nach Bedarf einen neuen TTM instanzieren und diesem die drei Anfrageparameter samt der für sie angegebenen Werte übergeben. Diese verwendet der TTM daraufhin in folgender Weise. Der Parameter case gibt die OncoFlow-interne Fallnummer <CID> an, welche der TTM in seinem eigenen Datenbestand nachschlägt. Wird ein mit ihr assoziierter Fall gefunden, so wird dieser geladen. Ansonsten wird ein neuer Fall angelegt und die assoziierte OncoFlow-Fallnummer darin intern hinterlegt.

Anschließend baut der TTM eine HTTP-Verbindung zu OncoFlow auf, über welche er anhand der eindeutigen Fallnummer <CID> die jeweils zugehörigen Stammdaten abfragt, um diese daraufhin in seiner lokalen Fallakte zu ergänzen bzw. zu aktualisieren. Da sämtliche patientenspezifischen Informationen in OncoFlow zugangsgeschützt sind, verwendet der TTM für diese Datenabfrage eine temporär gültige eindeutige Session-ID, welche von OncoFlow dynamisch generiert wurde und automatisch verfällt.¹⁴ Beinhaltet darüber hinausgehend der Parameter reference eine nicht leere Angabe <RID>, so versucht der TTM abschließend in dem geladenen und stammdaten-aktualisierten Fall die entsprechende Modul-Ansicht zu öffnen bzw. den hierdurch referenzierten dynamischen Schnappschuss wiederherzustellen.

Der Anwender kann daraufhin im Falle eines bereits weitgehend vorbefüllten Falles diesen mit dem TTM explorieren sowie ggf. gewünschte Anpassungen vornehmen. Bei neu angelegten Fällen würde er indes in gewohnter Weise den durch den TTM abgebildeten prätherapeutischen Workflow durchexerzieren. In diesem

¹³URI: Uniform Resource Identifier

¹⁴Solange der Fall im TTM geöffnet ist, wird diese erhaltene Session-ID im Hintergrund regelmäßig per HTTP-Request aufgefrischt, um ihre Gültigkeit aufrechtzuerhalten.

Anamneseinformationen

Jetztanamnese
Kloßgefühl im Hals, Schluckbeschwerden seit 6 Wochen, Gewichtsabnahme in 6 Wochen 4kg

Nase
SH feucht, Septum median, Bodenleiste links

Ohren
GG bds. frei, reizlos, TF bds. grau, spiegelnd, intakt

Gesicht, Hals
LKS II Level II, kein DS NAP, kein KS NNH

Oropharynx, Mundhöhle, Gebiss
Zähne saniert, SH feucht, Tonsillen bds. normotroph, luxierbar, kein Detritus, kein Exsponat, RHW verschleimt

Hypopharynx, Larynx
starr. endoskopisch: Epiglottis gerötet, Hypopharynx/ÖR links mit Hemilarynx-Infiltration links und Fixation, SL II

Letzte Tumordiagnosen

| ICD-Code | Diagnose |
|----------|--|
| C34.8 | Bösartige Neubildung: Bronchus und Lunge, n |
| C32.9 | Bösartige Neubildung: Larynx, nicht näher be |
| C78.1 | Sekundäre bösartige Neubildung des Mediast |

Letzte Prozeduren

| Code | Prozedur |
|----------|---|
| 3-990 | Computergestützte Bilddatenanalyse mit 3D-Aus |
| 5-437.25 | Systematische Lymphadenektomie Kompartimen |
| 3-822 | Magnetresonanztomographie des Thorax mit Kor |

TNM-Klassifikation & Tumor Staging

klinisches TNM: T4b N0 M0 UICC-Staging: IVb ICD-10: C03.0

Medizinische Bilder & 3D Modelle

ct_axial.png tumor_3d_rekonstruktion_1.png endoskop_1.png

tumor_3d_rekonstruktion_2.png schema.png endoskop_2.png

Abbildung 8.19: Die „Treatment Summary“ gibt einen kompakten, aber aussagekräftigen Überblick über den aktuellen medizinischen Status des Patienten. Die Angaben zu TNM und Tumor-Staging sowie die dargestellten medizinischen Bilder und 3D-Modelle wurden durch den TTM bereitgestellt. (Quelle: [Meier u.a. 2014]. © Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Springer).

Rahmen würden typischerweise via DICOM patientenspezifische Bilddaten der Radiologie nachgeladen, gegebenenfalls vorhandene (mit dem NeckSegmenter erstellte) Segmentierungen hinzugefügt oder über die AIDA-Schnittstelle Endoskopiefotos importiert werden. Nach Durchführung der Befundungs-, Planungs- und Dokumentationschritte lassen sich die Ergebnisse unter Verwendung der OncoFlow-Fallnummer sowie der gültigen Session-ID wieder direkt in das webbasierte System hochladen. Der ZIP-Container umfasst dabei sämtliche Endoskopiefotos und annotierten Schemata, die Screenshots aller dynamischen Schnappschüsse sowie eine XML-Datei, welche neben einer Beschreibung dieser Bilddateien sämtliche Informationen zum Tumor-Stagings beinhaltet.

Ein im Begleitmaterial enthaltenes Video demonstriert den beschriebenen kombinierten Einsatz des TTM in Verbindung mit OncoFlow in der Praxis. Die zwischen beiden Systemen geschaffenen Schnittstellen ermöglichen es,

- aus OncoFlow heraus neue TTM-Fälle anzulegen und vorhandene zu laden,
- leere Stammdaten im TTM automatisch mit denen aus OncoFlow zu befüllen bzw. bereits vorhandene zu aktualisieren,
- Untersuchungsergebnisse aus Bildgebung, 3D-Befund, Panendoskopie und Tumor-Staging vom TTM dem zugehörigen OncoFlow-Fall zuzuführen und
- für jedes in OncoFlow hochgeladenen Bild direkt den mit ihm assoziierten dynamischen Schnappschuss im TTM wiederherzustellen oder ein gewähltes Modul (z. B. Panendoskopie, Tumor-Staging) zu öffnen.



Material auf der Begleit-DVD (Ordner-Nr. 8)

Insgesamt stellt die so geschaffene Anbindung für den Einsatz beider Systeme einen Gewinn dar. Für OncoFlow bietet sie die Möglichkeit der Integration der aussagekräftigen Ergebnisse des TTM, welche dadurch klinikweit zentral einsehbar werden und auch im Tumorboard bereitstehen. Und auf Seiten des TTM erübrigt sich die sonst zeitaufwändige manuelle Eingabe von Stammdaten sowie die Verwaltung und Archivierung der dokumentierten Ergebnisse. Zudem wird er noch besser mit dem klinischen Workflow verzahnt und damit stärker in den klinischen Alltag integriert. Als kleiner Nebeneffekt kann das eingeführte URI-Schema auch für andere Zwecke nachgenutzt werden, um beispielsweise bei Fachvorträgen direkt aus der Präsentation heraus vordefinierte Fall-Ansichten anspringen zu können.

8.9 Zusammenfassung und Ausblick

Für die chirurgische Therapieplanung im Falle bösartiger Erkrankungen müssen tiefgreifende Entscheidungen getroffen werden zur Art und Radikalität des Eingriffs bis hin zu dessen Detailstrategie. Sie erfordert eine profunde Bewertung von Operabilität, erforderlichem Resektionsumfang und maximal möglicher Organerhaltung. Für eine umfassende wie differenzierte Beurteilung gilt es, die individuellen Aussagen verschiedener durchgeführter Untersuchungen und ihrer jeweiligen Modalitäten zu einem konsistenten Gesamtbild zusammenzuführen.

Eine schichtweise Untersuchung radiologischer Bilddaten (in unserem Falle vor allem CT) bietet einen nativen inneren Einblick in den Bereich rund um die Läsion. 3D-Repräsentationen dagegen offerieren eine bessere Beschreibung von kleineren und komplexeren Strukturen (Relation zwischen cervicalen Lymphknoten zu Blutgefäßen und Schädelbasis) sowie eine strukturbasierte Interpretation der Bilddaten (Ausdehnung bösartigen Gewebes, kürzeste Abstände zu Risikostrukturen in der Hals-Chirurgie). Aber vor allem die ergänzende Einbeziehung zusätzlicher nicht-radiologischer Informationen in Form v. a. panendoskopischer, aber auch palpatorische Befunde, sowie Ergebnisse histologischer Untersuchungen erwiesen sich in der HNO-Chirurgie als besonders wichtig, um das mentale Modell des Chirurgen zu vervollständigen.

Mit der Bereitstellung der technischen Mittel zur Zusammentragung, Kombination und Nachnutzung von Informationen aus unterschiedlichsten Modalitäten unterstützt der TTM somit die HNO-chirurgische Interventionsplanung und Dokumentation substantiell. Wenngleich alle beteiligten Ärzte unabhängig voneinander einen spürbaren Gewinn an gefühlter Sicherheit berichteten, wurden ihre persönlichen Angaben zunächst als entsprechend subjektiv angesehen. Die klinischen Studien [Boehm u. a. 2012; Pankau u. a. 2014] konnten jedoch bestätigen, dass sich ein Qualitätsgewinn bezüglich der Planungs- und Dokumentationsergebnisse verzeichnen lässt und sich die Nutzung des TTM in den klinischen Workflow zeitlich eintakten lässt. Die verzeichneten moderat erhöhten Bearbeitungszeiten seien mit Blick auf die aussagekräftigere Befundung gerechtfertigt.

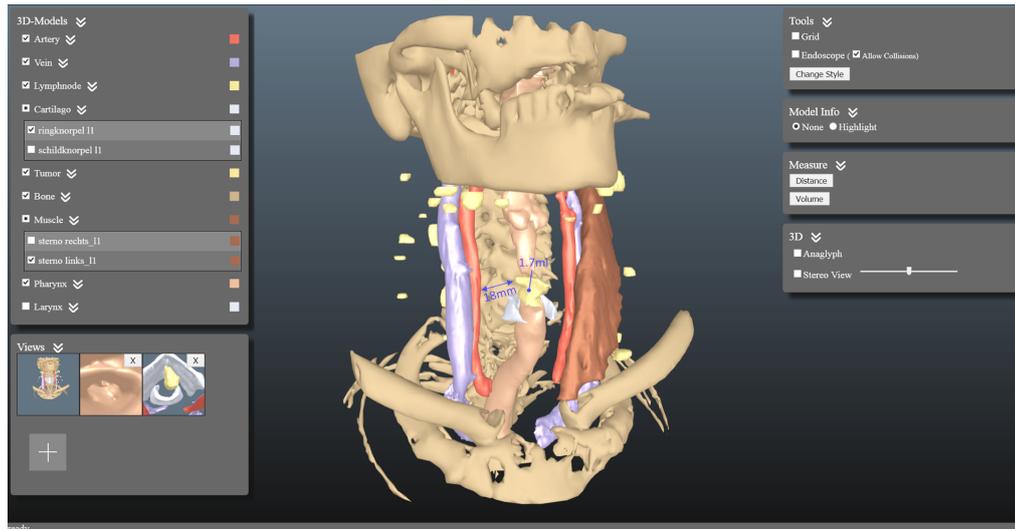


Abbildung 8.20: Prototypische Umsetzung eines Web-Betrachters für 3D-Modelle von TTM-Fällen. Neben Strukturhierarchien und dynamischen Snapshots gehören auch eine Endoskopie-Ansicht samt Kollisionserkennung, Stereo-Vision sowie Messtools für Abstände und Volumina zum aktuellen Funktionsumfang.

Eine darüber hinausgehende erstrebenswerte Objektivierung durch profunde Quantifizierung der erreichten oder erreichbaren diagnostischen Genauigkeit wird jedoch begrenzt durch das inhärente Problem, dass chirurgische Eingriffe und Untersuchungsmethoden wie die Panendoskopie zumindest in ihrem realen Kontext von Natur aus nicht exakt reproduzierbar sind. Daher lassen sich zum gegenwärtigen Zeitpunkt keine derartigen belastbaren Angaben zur quantitativen Genauigkeit oder Abweichung der Tumor-Befundung und Therapie-Entscheidung tätigen. Um dieses Problem der Nicht-Reproduzierbarkeit der Umgebungsbedingungen zu umgehen, wurde ein Konzept für ein dediziertes Panendoskopie-Phantom [Boehm u. a. 2010a] erarbeitet, welches, derzeit noch in Umsetzung befindlich, später die Möglichkeit bieten soll, Panendoskopie-Untersuchungen unter identischen vordefinierten Bedingungen wiederholt durchführen und auf dieser Basis die Abweichung der Untersuchungsergebnisse unterschiedlicher Verfahren im Kontext einer bekannten Ground Truth ermitteln zu können.

Trotz des beschriebenen langjährigen Entwicklungsaufwandes werden allerdings noch immer nicht alle klinischen Anforderungen optimal erfüllt. Mit Blick auf die datentechnische Integration in die klinische IT-Infrastruktur war der TTM ursprünglich für den dezentralen Einsatz mit lokalem Datenbestand ausgelegt. Hier konnte mit der Anbindung an das klinische Informationssystem *OncoFlow* ein entscheidender Schritt zur zentralen Ablage der Befund- und Dokumentationsergebnisse gegangen werden. Im Rahmen eines laufenden Forschungsprojektes *OncoControl* soll dieses Konzept künftig noch weiter ausgebaut werden. Insbesondere sollen die 3D-Szenen, zu denen bisher nur 2D-Screenshots hinterlegt wurden und für deren Betrachtung aus *OncoFlow* heraus der TTM angestartet werden musste, mit modernen Techniken wie WebGL künftig auch direkt über die Web-Oberfläche von *OncoControl* ermöglicht werden (Abbildung 8.20). Ausgehend

von Gesprächen mit dem klinischen Partner erwarten wir hier eine deutlich bessere Akzeptanz im Vergleich zu PDF_{3D}, welche jedoch im Rahmen einer Studie im direkten Vergleich beider Technologien eingehend zu evaluieren wäre. Diese Studie sollte dabei verschiedene Einsatzszenarien, wie z. B. klinikinternen Einsatz vs. Austausch mit externen Experten, berücksichtigen.

Insgesamt ist der TTM als Software-Lösung gegenwärtig noch nicht optimal auf weitere medizinische Einrichtungen übertragbar. So haben sich an anderen Kliniken z. B. anstelle des CT vielmehr Ultraschall oder MRT als Primärmodalität für die (HNO-)chirurgische Diagnose und Therapieplanung etabliert. Während deren (nicht-dynamische) Bilddaten im TTM betrachtbar sind, sind die Segmentierungsmethoden zur Erstellung des 3D-Befundes allerdings sehr auf CT ausgelegt. Es ist daher wichtig, die entwickelten Bildanalyse- und Visualisierungstechniken auszubauen und auf die Besonderheiten dieser weiteren Bildmodalitäten hin anzupassen. Fortgeschrittene multimodale Visualisierungen, welche die aus verschiedenartigen Bilddaten gewonnenen Informationen in einer gemeinsamen Darstellung zusammenführen, erscheinen zumindest für einige Kliniken als eine sehr nützliche Erweiterung. Insbesondere wenn Strahlen- und/oder Chemotherapie Teil des Behandlungsplanes sind, sollte das Ansprechen auf die Therapie besonders sorgfältig erfasst und bewertet werden. Dies wiederum gibt Anlass zur Entwicklung und Realisierung vergleichender Visualisierungslösungen, die die Veränderung von Größe und Form des Tumors über die Zeit visuell hervorheben.

Nichtsdestotrotz bilden der beschriebene Entwicklungsprozess und die ermittelten Anforderungen eine gute Ausgangsbasis für eine Vielzahl an chirurgischen und interventionellen Prozeduren. Vor allem eine tiefgründige szenario-basierte Anforderungsanalyse mit einem starken Fokus auf den klinischen Workflow sowie User Stories als wesentliches Medium zur Kommunikation des Prozesses und seiner Varianten dürften grundsätzlich als sehr zielführend angesehen werden. Dieser Ansatz hat sich nicht zuletzt auch bereits zuvor im Kontext der Entwicklung eines chirurgischen Trainingssystems [[Cordes u. a. 2008](#)] als besonders erfolgreich erwiesen. Dennoch sollten die gesammelten Erfahrungen keinesfalls übergeneralisiert werden. Jede Erkrankung, jede Diagnose und jede Therapie haben ihre ganz eigenen Besonderheiten, welche es zu identifizieren, zu interpretieren und letztlich zu adressieren gilt.

9

Zusammenfassung & Ausblick

Räumliche Maße und Relationen spielen in vielen Bereichen der Medizin eine wichtige Rolle. Vor allem in der Chirurgie erfüllen sie eine zentrale Funktion als Entscheidungs- und Bewertungsgrundlage und finden sich, angefangen bei der Diagnostik über die Interventionsplanung bis hin zur Dokumentation und Verlaufskontrolle, in unterschiedlichster Form im gesamten Behandlungsprozess wieder. Vor diesem Hintergrund lag das Ziel dieser Arbeit in der Entwicklung neuer sowie der gezielten Kombination vorhandener Techniken, um den Chirurgen bei der Quantifizierung, Beurteilung, Dokumentation und semantischen Verwertung räumlicher Verhältnisse im Patientensitus zu unterstützen.

9.1 Zusammenfassung inhaltlicher Ergebnisse

Um in diesem Zuge möglichst allgemein verwertbare Lösungen zu erarbeiten, wurde der inhaltliche Horizont zunächst deutlich weiter gefasst. Über die verschiedenen medizinischen Fachrichtungen hinweg wurde ein breites Spektrum an diagnostisch und therapeutisch relevanten Fragestellungen mit jeweils unterschiedlich gearteten Messaufgaben identifiziert. Als Datengrundlage dienen Ärzten und medizinischen Anwendern dabei unterschiedliche Modalitäten medizinischer Bildgebung und die aus ihnen gewonnenen Segmentierungen, für welche verschiedene gängige Repräsentationsformen zusammengetragen wurden. Unter diesen empfahlen sich vor allem Oberflächen(dreiecks)netze aufgrund ihrer breiten Einsatzmöglichkeiten, leichten Handhabbarkeit, dem guten Trade-Off zwischen Genauigkeit und Informationsmenge und nicht zuletzt der weiten technischen Verbreitung.

Während diese aus technischer Sicht fortan in den Mittelpunkt der Betrachtungen rückten, wurde zugleich der Fokus für die weiteren Kapitel auf die Chirurgie und insbesondere die HNO-Chirurgie eingegrenzt. Das Hauptaugenmerk galt

dabei vor allem abstands- und lagebasierten Maßen für anatomische und pathologische Strukturen, für welche sich jedoch ebenfalls unterschiedliche Arten von Vermessungsaufgaben mit chirurgischer Relevanz ergaben. Im Rahmen einer Literaturrecherche zu räumlichen Vermessungen innerhalb der medizinischen Bildanalyse und Visualisierung wurde festgestellt, dass sich nur wenige publizierte Verfahren mit konkreten algorithmischen Ausführungen finden ließen und diese dann ihrerseits einzig das jeweils untersuchte Problem adressieren.

Aus dieser Motivation heraus wurde ein Verfahren entwickelt, welches ein besonders breites Spektrum an Anwendungsmöglichkeiten abdeckt. Dank einer stringenten Umsetzung des *Generic-Design*-Paradigmas ermöglicht es die Berechnung einer Vielzahl chirurgisch relevanter Maße (inkl. spatialer Nebenbedingungen) auf Basis einundderselben räumlichen Suchstruktur und vermag hierzu verschiedene Repräsentationsformen von Segmentierung (auch gleichzeitig) zu bedienen. Im Gegensatz zu anderen punktbasiereten Verfahren garantiert es dabei durch Berücksichtigung aller geometrischen Primitive geometrisch exakte (oder wahlweise approximative) Ergebnisse. Durch Einsatz räumlicher Dekompositionstechniken und Hüllkörper-Hierarchien können die verschiedenartigen räumlichen Suchfragen entsprechend effizient durchgeführt werden. Dies wurde am Beispiel der kürzesten Abstände im direkten Vergleich mit einem früheren Verfahren belegt.

Bezüglich der visuellen Rückkopplung von Vermessungsergebnissen wurden Möglichkeiten zur dedizierten Darstellung der ermittelten Maße im Kontext ihrer räumlich-strukturellen Umgebung aus Bilddaten und Segmentierungen untersucht. Nach einer Diskussion vorhandener Lösungen Dritter wurden eigene Konzepte zur Maßdarstellung für dreidimensionale Szenen entwickelt, die sich der aktuellen Sichtperspektive anpassen. Aus einer empirischen Evaluation mit medizinischen Anwendern wurden entsprechende Empfehlungen abgeleitet. Anschließend wurde diskutiert, wie räumliche 3D-Maße in zweidimensionalen Schichtbildern dargestellt werden können. Es wurden Konzepte entwickelt, die fehlenden Tiefeninformationen in 2D abzubilden, und diese ohne ausführlichere Nutzer-Evaluation beispielhaft demonstriert.

Angesichts der Interaktionszeit, die im Rahmen der 3D-Interventionsplanung auf das Finden geeigneter Betrachtungsperspektiven entfällt, wurde anschließend der Aufgabe nachgegangen, selbige für räumliche Maße automatisch zu berechnen. Ein existierendes Verfahren zur Bestimmung optimaler Sichtpunkte für segmentierte Strukturen wurde auf seine Beschränkungen hin analysiert und konzeptuell auf beliebige räumliche Maße in ihrer individuellen 3D-Darstellung erweitert. Durch Modellierung einzelner Messergebnisse als statische 3D-Geometrie wurden unter Nutzung einer bereitgestellten Binärimplementierung des Basisverfahrens visuelle Ergebnisse präsentiert. Die technische Herausforderung der Erweiterung liegt darin, dass Maße im Gegensatz zu Strukturen *á priori* nicht bekannt sind und die für die Sichtpunktbestimmung benötigten Kennwerte zur Laufzeit erst noch berechnet werden müssen. Es wurden Optimierungen vorgestellt, deren erste prototypische Umsetzung noch moderate Latenzzeiten aufweist, welche aber bereits einen perspektivisch möglichen praktischen Einsatz versprechen.

Auf die Berechnung und Präsentation räumlicher Maße folgend wurde daraufhin die Ausnutzung automatischer Vermessungen zur weitergehenden Computerunterstützung des chirurgischen Workflows beleuchtet. Neben zwei Beispielen zur Segmentierung und Modellgenerierung wurden auch dynamische Abstände für die chirurgische Exploration und Simulation betrachtet und in diesem Zuge die Grenzen des eigenen Ansatzes gezeigt. Ein Fokus des Kapitels lag auf dem semantischen Tagging maligner Halsstrukturen im Hinblick auf ihre Seitenlage und weitere Größen- und Lage-Eigenschaften. Einen zweiten Schwerpunkt bildete die Umsetzung einer Computerunterstützung für das Tumor-Staging nach TNM. Die vorgestellte Eigenimplementation ermöglicht die Berücksichtigung der zuvor getaggtten räumlichen Eigenschaften für Tumore und Lymphknoten und beschleunigt damit den Staging-Prozess. Zum Anderen garantiert sie eine korrekte Auslegung des formalisierten (und in XML-Form aktualisierbaren) Regelsystems und trägt durch Vorbeugung einer unvollständigen Klassifikation bzw. Fehlern bei manueller Anwendung des Regelwerks zur klinischen Sicherheit bei.

Im letzten Kapitel wurden viele Aspekte dieser Arbeit noch einmal aufgegriffen und zusammengeführt. Es wurde ein Software-System zur Interventionsplanung und Dokumentation für die HNO-Chirurgie vorgestellt, zu dessen Konzeption und Realisierung ein maßgeblicher Beitrag geleistet wurde. Wesentliches Merkmal des TUMORTHERAPYMANAGER ist die zielgerichtete Unterstützung des HNO-Chirurgen entlang des klinischen Workflows mit aussagekräftigen Visualisierungen, Datenintegration und Automatisierung beim Entscheidungs- und Dokumentationsprozess. Mit Blick auf das zentrale Thema dieser Dissertation wurde beschrieben, wie räumliche Maße in diesen Bereichen in unterschiedlichster Form zum Tragen kommen. In den mehreren Jahren, die der TTM inzwischen bereits beim klinischen Partner im Praxiseinsatz ist, ist er zu einem festen Bestandteil der klinischen Routine geworden. Diesbezüglich wurde nicht nur von den allgemein positiven Erfahrungen der ihn benutzenden Chirurgen berichtet, sondern auch das Fazit klinischer Studien wiedergegeben, welche dem TTM insbesondere einen Gewinn an klinischer Sicherheit bescheinigen.

9.2 Kritische Anmerkungen und Ausblick

Das entwickelte Verfahren zur Berechnung räumlicher Abstandsmaße hat sich dank seines generischen Designs als sehr breit einsetzbar erwiesen. Nichtsdestotrotz ist es grundsätzlich auf abstandsbierte Maße beschränkt. Andere medizinisch relevante Maße, wie Volumina oder unterschiedliche Arten von Winkeln, müssen weiterhin auf anderem Wege berechnet werden.

Aber auch für Abstandsmaße wurden innerhalb dieser Arbeit bereits klare Grenzen deutlich. Die Zugrundelegung statischer spatialer Suchbäume schließt jenseits einfacher affiner Transformationen eine Anwendung für deformierbare Modelle aus. Wenn die Deformationen als Überlagerung der Geometrie durch entsprechende *Displacement Fields* dargestellt werden können, so sind die Kosten für

eine Aktualisierung der Suchstruktur relativ gering [James und Pai 2004]. Bei umfangreichen morphologischen Deformationen bedarf es dagegen entsprechend ausgefeilterer Datenstrukturen. Adaptive Hüllkörper-Hierarchien [Larsson 2009] sind hier ein möglicher Ansatzpunkt. Für Anwendungen mit harter Echtzeit-Anforderung sollten dennoch allgemein approximative Verfahren in Betracht gezogen werden.

Ein weiteres Problem stellen gegenwärtig noch sogenannte „Min-Max“-Probleme dar. Möchte man z. B. die Tiefe der Infiltration I eines Tumors T in der Struktur S ermitteln, so entspricht dies der Bestimmung von $\max_{\pi_I \in I} \{ \min_{\pi_S \in S} \{ d(\pi_I, \pi_S) \} \}$. Dies ist mit der vorgestellten einfachen Priority-Queue nicht mit einer Abfrage möglich und würde eine mehrdimensional optimierende Suche erfordern. Eine Behelfslösung würde gegenwärtig so aussehen, für jeden Vertex v aus I den Abstand $d(v, S)$ effizient zu bestimmen und darunter das Maximum zu wählen.

Bezüglich der Maßvisualisierungen scheint insbesondere mit Blick auf die Schichtbild-Darstellung dreidimensionaler Maße weiterer Forschungsbedarf zu bestehen. Insbesondere sollte zu den in dieser Arbeit vorgestellten Techniken noch eine entsprechende Evaluierung durchgeführt werden. In gleicher Weise sollte die prototypische Implementierung der konzeptuell überarbeiteten Sichtpunktbestimmung weiter ausgebaut werden. Neben der weitergehenden Optimierung der Live-Ermittlung der Kennwerte für Maßdarstellungen betrifft dies insbesondere die Umsetzung der vorgeschlagenen Optimierungsaspekte für das Preprocessing.

Das größte Potential sieht der Autor in einem konsequenten Ausbau der Nachnutzung automatisch bestimmter räumlicher Maße, sowohl im Bereich der Bildanalyse und Visualisierung als auch der späteren Wissensverarbeitung. Hierdurch könnten bisherige Lücken in der Computerunterstützung geschlossen und Teilprozesse oder ganze Abläufe automatisiert werden.

Für die Weiterentwicklung des TTM besteht aus klinischer Sicht der größte Nutzen in einer noch nahtloseren Einbindung in die klinische Infrastruktur. Auch die automatische Bestimmung günstiger Sichtpunkte scheint grundsätzlich einen großen praktischen Nutzen für die chirurgische 3D-Befundung und -Interventionsplanung zu bieten. Aus wissenschaftlicher Sicht wäre deshalb die Integration und der Ausbau dieser Technologie eines der nächsten Themen.

Diesbezüglich haben [Mühler und Preim 2010] einen interessanten Ansatz entwickelt, wiederverwendbare Visualisierungen und Animationen für chirurgische Szenen zu erzeugen. Hierzu generieren sie sogenannte *Keystates*, d. h. abstrakte Beschreibungen einer 2D- oder 3D-Szenenkonfiguration. Ziel der Anwendung eines solchen Keystate auf einen neuen Datensatz ist es, für diesen eine Ansicht mit der gleichen semantischen Aussage wie für den ursprünglichen zu erhalten. Das Potential dieser Technik liegt in der Generierung automatischer (Vor-)Ansichten für die Therapieplanung. Aber auch hier würde wieder eine Herausforderung darin liegen, ihre Anwendungsmöglichkeit auf räumliche Maße zu erweitern.

A

Fragebogen zur Studie zur Visualisierung von Abstandsmaßen

Fragebogen

Allgemeine Fragen

1. Wie alt sind Sie? _____ Jahre
2. Geschlecht? [] männlich [] weiblich
3. Sind Sie Facharzt? Welche Gebietsbezeichnung? _____
4. Wie würden Sie Ihre allgemeinen Erfahrungen im Umgang mit dem PC einstufen? (sehr wenig (--) bis sehr gut (++))
-- Ø ++
[] [] [] [] []
5. Wie würden Sie Ihre Erfahrungen im Umgang mit 3D-Anwendungen einstufen? (sehr wenig (--) bis sehr gut (++))
[] [] [] [] []

Anmerkung: Bei den folgenden Fragen sind generell Mehrfach-Antworten möglich.

[Szene 1: Abstand → 2D-Ausrichtungsvarianten]

1. Lenkt eine der Darstellungen während der Interaktion zu sehr ab? Welche? _____
2. Welche Darstellung ermöglicht Ihnen die beste räumliche Orientierung? _____
3. Welche Darstellung präferieren Sie? Warum? _____
4. Gibt es irgendwelche generellen Anmerkungen?

[Szene 2: Ausdehnung → Objekttransparenz, Pfeilüberstand, invertierte Pfeilenden]

- | | -- | Ø | ++ |
|---|-----|-----|-----|
| 1. Empfinden Sie Objekttransparenz als generell hilfreich für die Wahrnehmung von Bemaßung und bemaßter Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 2. Empfinden Sie verlängerte Pfeile als generell hilfreich für die Wahrnehmung von Bemaßung und bemaßter Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 3. Vermitteln verlängerte Pfeile noch einen korrekten Eindruck der zugehörigen bemaßten Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 4. Empfinden Sie umgekehrte Pfeilenden als generell hilfreich für die Wahrnehmung von Bemaßung und bemaßter Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 5. Vermitteln umgekehrte Pfeilenden noch einen korrekten Eindruck der zugehörigen bemaßten Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 6. Ist die die Pfeilenden verbindende Achse gut vorstellbar? | [] | [] | [] |

7. Welche Darstellung präferieren Sie? Warum? _____

8. Gibt es irgendwelche generellen Anmerkungen?

[Szene 3: Abmaße → Bounding Box]

1. Welche Darstellung bietet die beste Vorstellung der räumlichen Grenzen des Objektes?
2. In welcher Darstellung ist die zu jeder Bemaßung jeweils zugehörige Ausdehnung am besten erkennbar?
3. Welche Darstellung präferieren Sie? Warum?
4. Gibt es irgendwelche generellen Anmerkungen?

[Szene 3: Abmaße → Objekttransparenz, Pfeilüberstand, invertierte Pfeilenden]

- | | -- | ∅ | ++ |
|---|-----|-----|-----|
| 1. Empfinden Sie Objekttransparenz als generell hilfreich für die Wahrnehmung von Bemaßung und bemaßter Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 2. Empfinden Sie verlängerte Pfeile als generell hilfreich für die Wahrnehmung von Bemaßung und bemaßter Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 3. Vermitteln verlängerte Pfeile noch einen korrekten Eindruck der zugehörigen bemaßten Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 4. Empfinden Sie umgekehrte Pfeilenden als generell hilfreich für die Wahrnehmung von Bemaßung und bemaßter Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 5. Vermitteln umgekehrte Pfeilenden noch einen korrekten Eindruck der zugehörigen bemaßten Ausdehnung? | [] | [] | [] |
| 6. Ist die die Pfeilenden verbindende Achse gut vorstellbar? | [] | [] | [] |
| 7. Welche Darstellung präferieren Sie? Warum? _____ | | | |
| 8. Gibt es irgendwelche generellen Anmerkungen? | | | |

Literaturverzeichnis

Acer u. a. 2008

ACER, Niyazi ; SAHIN, Bunyamin ; USANMAZ, Mustafa ; TATOĞLU, Hakki ; IRMAK, Zöhre: Comparison of point counting and planimetry methods for the assessment of cerebellar volume in human using magnetic resonance imaging: a stereological study. In: *Surgical and Radiologic Anatomy* 30 (2008), Nr. 4, S. 335–339 (Zitiert auf Seite 43)

Adler 2014

ADLER, Simon: *Entwicklung von Verfahren zur interaktiven Simulation minimal-invasiver Operationsmethoden*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Dissertation, 2014 (Zitiert auf den Seiten 146 und 149)

Adler u. a. 2011

ADLER, Simon ; RÖSSLING, Ivo ; DORNHEIM, Lars: Erzeugung und Simulation eines dynamischen 3D-Modells der Kopf-Hals-Region aus CT-Daten. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*. Lübeck : Springer Verlag, 03 / 2011 (Zitiert auf den Seiten 148 und 149)

Adler u. a. 2012a

ADLER, Simon ; DORNHEIM, Lars ; RÖSSLING, Ivo ; DORNHEIM, Jana ; BUSER, Marcus ; MECKE, Rüdiger: Planungs- und Testumgebung für neue Methoden in der Minimalinvasiven Chirurgie. In: *Tagungsband 15. IFF-Wissenschaftstage 2012*, Fraunhofer IRB Verlag, 06 / 2012, S. 333–339 (Zitiert auf den Seiten 151 und 153)

Adler u. a. 2012b

ADLER, Simon ; RÖSSLING, Ivo ; FRÖHLICH, Marlen ; WEX, Cora ; DORNHEIM, Lars ; MECKE, Rüdiger: Echtzeitanalyse und Visualisierung kritischer Abstände für die die minimal-invasive Chirurgesimulation. In: *Proceedings der 11. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC)*. Düsseldorf, 11 / 2012 (Zitiert auf den Seiten 26 und 152)

AIIM/ASTIM 2008

AIIM AND ASTM INTERNATIONAL: *ASTM AIIMASTM-BP-01-08: Portable Document Format-Healthcare (PDF) A Best Practices Guide*. 2008 (Zitiert auf Seite 201)

AJCC 2009

EDGE, S. B. (Hrsg.) ; BYRD, D. R. (Hrsg.) ; COMPTON, C. C. (Hrsg.) ; FRITZ,

A. G. (Hrsg.) ; GREENE, F.L. (Hrsg.) ; TROTTI, A (Hrsg.): *AJCC Cancer Staging Handbook: from the AJCC Cancer Staging Manual (7th edition)*. Berlin / Heidelberg : Springer, 2009 (Zitiert auf Seite [200](#))

Ali u. a. 2005

ALI, Kamran ; HARTMANN, Knut ; STROTHOTTE, Thomas: Label Layout for Interactive 3D Illustrations. In: *Journal of the WSCG* 13 (2005), S. 2005 (Zitiert auf Seite [82](#))

Allamandri u. a. 1998

ALLAMANDRI, Fabio ; CIGNONI, Paolo ; MONTANI, Claudio ; SCOPIGNO, Roberto: Adaptively Adjusting Marching Cubes Output to Fit A Trilinear Reconstruction Filter. In: *Visualization in Scientific Computing '98*. Springer Vienna, 1998 (Eurographics), S. 25–34 (Zitiert auf Seite [133](#))

Alper u. a. 2001

ALPER, C.M. ; MYERS, E.N. ; EIBLING, D.E.: *Decision Making in Ear, Nose, and Throat Disorders*. W.B. Saunders, 2001 (Zitiert auf Seite [22](#))

An u. a. 2014

AN, YeongYi ; KIM, SungHun ; KANG, BongJoo ; LEE, A.Won ; SONG, ByungJoo: MRI volume measurements compared with the RECIST 1.1 for evaluating the response to neoadjuvant chemotherapy for mass-type lesions. In: *Breast Cancer* 21 (2014), Nr. 3, S. 316–324 (Zitiert auf Seite [43](#))

Argenziano u. a. 1998

ARGENZIANO, Giuseppe ; FABBROCINI, Gabriella ; CARLI, Paolo ; DE GIORGI, Vincenzo ; SAMMARCO, Elena ; DELFINO, Mario: Epiluminescence microscopy for the diagnosis of doubtful melanocytic skin lesions: comparison of the ABCD rule of dermatoscopy and a new 7-point checklist based on pattern analysis. In: *Archives of Dermatology* 134 (1998), Nr. 12, S. 1563–1570 (Zitiert auf Seite [12](#))

Bajaj und Xu 2001

BAJAJ, C.L. ; XU, Guoliang: Adaptive fairing of surface meshes by geometric diffusion. In: *Information Visualisation, 2001. Proceedings. Fifth International Conference on*, 2001, S. 731–737 (Zitiert auf Seite [133](#))

Bance u. a. 2004

BANCE, Manohar ; MORRIS, David P. ; VANWIJHE, Rene G. ; KIEFTE, Michael ; FUNNELL, W. Robert J.: Comparison of the Mechanical Performance of Ossiculoplasty Using a Prosthetic Malleus-to-Stapes Head with a Tympanic Membrane-to-Stapes Head Assembly in a Human Cadaveric Middle Ear Model. In: *Otology & Neurotology* 25 (2004), Nr. 6, S. 903–909 (Zitiert auf den Seiten [18](#) und [19](#))

Banik u. a. 2010

BANIK, Shantanu ; RANGAYYAN, RangarajM. ; BOAG, GrahamS.: Automatic Segmentation of the Ribs, the Vertebral Column, and the Spinal Canal in Pediatric Computed Tomographic Images. In: *Journal of Digital Imaging* 23 (2010), Nr. 3, S. 301–322 (Zitiert auf Seite [23](#))

Barrett und Keat 2004

BARRETT, Julia F. ; KEAT, Nicholas: Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. In: *Radiographics* 24 (2004), Nr. 6, S. 1679–1691 (Zitiert auf Seite 39)

Baudin u. a. 2012

BAUDIN, P.-Y. ; AZZABOU, N. ; CARLIER, P.G. ; PARAGIOS, N.: Automatic skeletal muscle segmentation through random walks and graph-based seed placement. In: *Biomedical Imaging (ISBI), 2012 9th IEEE International Symposium on, May / 2012*, S. 1036–1039 (Zitiert auf Seite 36)

Belliveau u. a. 1991

BELLIVEAU, JW ; KENNEDY, DN ; MCKINSTRY, RC ; BUCHBINDER, BR ; WEISSKOFF, RM ; COHEN, MS ; VEVEA, JM ; BRADY, TJ ; ROSEN, BR: Functional mapping of the human visual cortex by magnetic resonance imaging. In: *Science* 254 (1991), Nr. 5032, S. 716–719 (Zitiert auf Seite 31)

Benhabiles u. a. 2010

BENHABILES, Halim ; VANDEBORRE, Jean-Philippe ; LAVOUÉ, Guillaume ; DAOUDI, Mohamed: A comparative study of existing metrics for 3D-mesh segmentation evaluation. In: *The Visual Computer* 26 (2010), Nr. 12, S. 1451–1466 (Zitiert auf Seite 39)

Benyon u. a. 2005

BENYON, David ; TURNER, Phil ; TURNER, Susan: *Designing interactive systems: People, Activities, Contexts, Technologies*. Pearson Education, 2005 (Zitiert auf Seite 179)

Berg u. a. 2008

BERG, Mark d. ; CHEONG, Otfried ; KREVELD, Marc v. ; OVERMARS, Mark: *Computational Geometry: Algorithms and Applications*. Kap. Kapitel 13: Robot Motion Planning — Getting Where You Want To Be. Berlin : Springer-Verlag, 2008 (Zitiert auf Seite 68)

Berners-Lee u. a. 2005

BERNERS-LEE, Tim ; FIELDING, Roy T. ; MASINTER, Larry: *RFC 3986 Uniform Resource Identifier (URI): Generic Syntax*. Januar / 2005 (Zitiert auf Seite 212)

Betsch u. a. 2015

BETSCH, M ; WILD, M ; RATH, B ; TINGART, M ; SCHULZE, A ; QUACK, V: Strahlenfreie Diagnostik bei Skoliosen – Ein Überblick über die Oberflächen- und Wirbelsäulentopographie. In: *Der Orthopäde* 44 (2015), Nr. 11, S. 845–851 (Zitiert auf den Seiten 9 und 34)

Beutner und Hüttenbrink 2009

BEUTNER, D ; HÜTTENBRINK, K B.: Passive and active middle ear implants. In: *Laryngorhinootologie* 88 Suppl 1 (2009), S. S32–47 (Zitiert auf Seite 18)

Beyer u. a. 2011a

BEYER, Thomas ; FREUDENBERG, Lutz S. ; CZERNIN, Johannes ; TOWNSEND, David W.: The future of hybrid imaging – part 3: PET/MR, small-animal imaging and beyond. In: *Insights into imaging* 2 (2011), Nr. 3, S. 235–246 (Zitiert auf Seite 32)

Beyer u. a. 2011b

BEYER, Thomas ; FREUDENBERG, Lutz S. ; TOWNSEND, David W. ; CZERNIN, Johannes: The future of hybrid imaging – part 1: hybrid imaging technologies and SPECT/CT. In: *Insights into imaging* 2 (2011), Nr. 2, S. 161–169 (Zitiert auf Seite 32)

Beyer u. a. 2011c

BEYER, Thomas ; TOWNSEND, David W. ; CZERNIN, Johannes ; FREUDENBERG, Lutz S.: The future of hybrid imaging – part 2: PET/CT. In: *Insights into imaging* 2 (2011), Nr. 3, S. 225–234 (Zitiert auf Seite 32)

Birr u. a. 2011

BIRR, Steven ; DICKEN, Volker ; GEISLER, Benjamin ; MÜHLER, Konrad ; PREIM, Bernhard ; STÖCKER, Christina: Interaktive Reports für die Planung von Lungentumoroperationen. (2011), S. 131–140 (Zitiert auf Seite 204)

Blake u. a. 2013

BLAKE, C. A. ; MERWE, J. van der ; RAUBENHEIMER, J. E.: A practical way to calibrate digital radiographs in hip arthroplasty. In: *SA Orthopaedic Journal* 12 (2013), 12, S. 33 – 37 (Zitiert auf Seite 33)

Bobrow 1989

BOBROW, James E.: A Direct Minimization Approach for Obtaining the Distance between Convex Polyhedra. In: *I. J Rob Res* 8 (1989), Nr. 3, S. 65–76 (Zitiert auf Seite 45)

Boehm u. a. 2010a

BOEHM, A. ; GRUNERT, R. ; MÖCKEL, M. ; DIETZ, A. ; ZENOU, E. ; STRAUSS, G.: Développement d'un fantôme pour la panendoscopie. In: *Annales Françaises d'ORL* Bd. 127, 2010, S. A30 (Zitiert auf Seite 215)

Boehm u. a. 2010b

BOEHM, Andreas ; DORNHEIM, Jana ; MÜLLER, Stefan ; STRAUSS, Gero ; WICHMANN, Gunnar ; DIETZ, Andreas ; PREIM, Bernhard: TTM Tumor Therapy Manager. In: *Proceedings of CURAC*. Düsseldorf, 11 / 2010, S. 17–20 (Zitiert auf den Seiten 174 und 176)

Boehm u. a. 2012

BOEHM, A. ; NEUMUTH, T. ; PANKAU, T. ; MÜLLER, S. ; PREIM, B. ; DIETZ, A.: Documentation and visualization with the TTM (Tumor Therapy Manager) for panendoscopy: results of workflow analysis of the panendoscopy and the documentation process with and without the TTM. In: *Meeting Abstracts of the 8th International Conference on Head and Neck Cancer*. Toronto, 2012 (Zitiert auf den Seiten 206, 209 und 214)

Bohn u. a. 2012

BOHN, S. ; MEIER, J. ; NEUMUTH, T. ; WICHMANN, G. ; STRAUSS, G. ; DIETZ, A. ; BOEHM, A.: Design of an integrated IT platform to support the oncologic ENT treatment process and concept of a surgical planning unit. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* Vol. 7, Supplement 1 (2012), S. 402–403 (Zitiert auf Seite 211)

Bommes u. a. 2012

BOMMES, D. ; LÉVY, B. ; PIETRONI, N. ; PUPPO, E. ; A, C. S. ; TARINI, M. ; ZORIN, D.: State of the Art in Quad Meshing. In: *Eurographics STARS*, 2012 (Zitiert auf Seite [38](#))

Bornemann u. a. 2007

BORNEMANN, Lars ; DICKEN, Volker ; KUHNIGK, Jan-Martin ; WORMANN, Dag ; SHIN, Hoen-Oh ; BAUKNECHT, Hans-Christian ; DIEHL, Volker ; FABEL, Michael ; MEIER, Stefan ; KRESS, Oliver ; KRASS, Stefan ; PEITGEN, Heinz-Otto: OncoTREAT: a software assistant for cancer therapy monitoring. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 1 (2007), Nr. 5, S. 231–242 (Zitiert auf Seite [12](#))

Braude u. a. 2007

BRAUDE, Ilya ; MARKER, Jeffrey ; MUSETH, Ken ; NISSANOV, Jonathan ; BREEN, David: Contour-Based Surface Reconstruction using MPU Implicit Models. In: *Graphical models* 69 (2007), März, Nr. 2, S. 139–157 (Zitiert auf Seite [38](#))

Brölsch u. a. 1991

BRÖLSCH, Christoph E. ; WHITTINGTON, Peter F. ; EMOND, Jean C. ; HEFFRON, Thomas G. ; THISTLETHWAITE, J. R. ; STEVENS, Larry ; PIPER, James ; WHITTINGTON, Susan H. ; LICHTOR, J. L.: Liver transplantation in children from living related donors. Surgical techniques and results. In: *Annals of Surgery* 214 (1991), 10, Nr. 4, S. 428–439 (Zitiert auf Seite [17](#))

Brummer 1991

BRUMMER, M. E.: Hough Transform Detection of the Longitudinal Fissure in Tomographic Head Images. In: *IEEE Trans Med Imaging* 10 (1991), S. 74–81 (Zitiert auf Seite [135](#))

Bushberg u. a. 2011

BUSHBERG, J.T. ; SEIBERT, J.A. ; LEIDHOLDT, E.M. ; BOONE, J.M.: *The Essential Physics of Medical Imaging*. Wolters Kluwer Health, 2011 (Zitiert auf Seite [39](#))

Candemir u. a. 2014

CANDEMIR, S. ; JAEGER, S. ; PALANIAPPAN, K. ; MUSCO, J.P. ; SINGH, R.K. ; XUE, Zhiyun ; KARARGYRIS, A. ; ANTANI, S. ; THOMA, G. ; McDONALD, C.J.: Lung Segmentation in Chest Radiographs Using Anatomical Atlases With Nonrigid Registration. In: *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 33 (2014), Feb, Nr. 2, S. 577–590 (Zitiert auf Seite [37](#))

Chen u. a. 2012

CHEN, Antong ; NOBLE, Jack H. ; NIERMANN, Kenneth J. ; DEELEY, Matthew A. ; DAWANT, Benoit M.: Segmentation of parotid glands in head and neck CT images using a constrained active shape model with landmark uncertainty, 2012, S. 83140P–83140P–8 (Zitiert auf Seite [36](#))

Christensen u. a. 1995

CHRISTENSEN, Jon ; MARKS, Joe ; SHIEBER, Stuart: An Empirical Study of Algorithms for Point-feature Label Placement. In: *ACM Trans. Graph.* 14 (1995), Juli, Nr. 3, S. 203–232 (Zitiert auf Seite [81](#))

Cobb 1948

COBB, JR: The American Academy of orthopedic surgeons instructional course lectures. In: *Ann Arbor, MI: Edwards* (1948), S. 261–275 (Zitiert auf Seite 10)

Cohen u. a. 1994

COHEN, Robbin G. ; BARR, Mark L. ; SCHENKEL, Felicia A. ; DEMEESTER, Tom R. ; WELLS, Winfield J. ; STARNES, Vaughn A.: Living-related donor lobectomy for bilateral lobar transplantation in patients with cystic fibrosis. In: *The Annals of Thoracic Surgery* 57 (1994), 6, Nr. 6, S. 1423–1428 (Zitiert auf Seite 17)

Cohen u. a. 2014

COHEN, Robbin G. ; BARR, Mark L. ; STARNES, Vaughn A.: Living Donor Lung Transplantation. (2014), S. 75–89 (Zitiert auf Seite 17)

Cootes u. a. 1994

COOTES, Timothy F. ; HILL, Andrew ; TAYLOR, Christopher J. ; HASLAM, J.: Use of active shape models for locating structures in medical images. In: *Image Vision Comput.* 12 (1994), Nr. 6, S. 355–365 (Zitiert auf den Seiten 36 und 38)

Cootes u. a. 2001

COOTES, T.F. ; EDWARDS, G.J. ; TAYLOR, C.J.: Active appearance models. In: *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 23 (2001), Jun, Nr. 6, S. 681–685 (Zitiert auf den Seiten 36 und 38)

Cordes u. a. 2007

CORDES, Jeanette ; MÜHLER, Konrad ; OLDHAFFER, K.J. ; STAVROU, G. ; HILLERT, C. ; PREIM, Bernhard: Evaluation of a Training System of the Computer-based Planning of Liver Surgery. In: *Curac*, 2007, S. 151–154 (Zitiert auf Seite 84)

Cordes u. a. 2008

CORDES, Jeanette ; HINTZ, Katrin ; FRANKE, Jörg ; BOCHWITZ, Carsten ; PREIM, Bernhard: Conceptual Design and Prototyping Implementation of a Case-based Training System for Spine Surgery. In: *Proc. of the 1st International eLBa Science Conference (e-Learning Baltics)*. Rostock, 2008, S. 169–178 (Zitiert auf Seite 216)

Cordes u. a. 2009

CORDES, Jeanette ; DORNHEIM, Jana ; PREIM, Bernhard: Szenariobasierte Entwicklung von Systemen für Training und Planung in der Chirurgie (Scenario-Based Design of Surgical Training and Planning Systems). In: *i-com* 8 (2009), Nr. 1, S. 5–12 (Zitiert auf Seite 179)

Curiel u. a. 2007

CURIEL, Laura ; CHOPRA, Rajiv ; HYNYNEN, Kullervo: Progress in multimodality imaging: truly simultaneous ultrasound and magnetic resonance imaging. In: *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 26 (2007), Nr. 12, S. 1740–1746 (Zitiert auf Seite 32)

Danz und Katsaros 2011

DANZ, Jan C. ; KATSAROS, Christos: Three-dimensional portable document

format: a simple way to present 3-dimensional data in an electronic publication. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 140 (2011), Nr. 2, S. 274–276 (Zitiert auf Seite [204](#))

Desbrun u. a. 1999

DESBRUN, Mathieu ; MEYER, Mark ; SCHRÖDER, Peter ; BARR, Alan H.: Implicit fairing of irregular meshes using diffusion and curvature flow. In: *Proceedings of the 26th annual conference on Computer graphics and interactive techniques* ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co. (Veranst.), 1999, S. 317–324 (Zitiert auf Seite [133](#))

Deserno u. a. 2013

DESERNO, Thomas M. ; HANDELS, Heinz ; MAIER-HEIN, Klaus H. ; MERSMANN, Sven ; PALM, Christoph ; TOLXDORFF, Thomas ; WAGENKNECHT, Gudrun ; WITTENBERG, Thomas: Viewpoints on Medical Image Processing: From Science to Application. In: *Current medical imaging reviews* 9 (2013), Nr. 2, S. 79 (Zitiert auf Seite [36](#))

Dietrich 2008

DIETRICH, C.F.: *Endosonographie: Lehrbuch und Atlas des endoskopischen Ultraschalls*. Thieme, 2008 (Zitiert auf Seite [31](#))

Dirnhofer u. a. 2010

DIRNHOFER, R. ; SCHICK, P.J. ; RANNER, G.: *Virtopsy - Obduktion neu in Bildern: gerichtsmedizinische Vorstellung und prozessrechtliche Diskussion einer neuen wissenschaftlichen Autopsiemethode*. Manz, 2010 (Schriftenreihe Recht der Medizin) (Zitiert auf Seite [14](#))

DKG 2014

DEUTSCHE KREBSGESELLSCHAFT (DKG): *Erhebungsbogen Kopf-Hals-Tumorzentren in Onkologischen Zentren (Stand 02.12.2014)*. 2014 (Zitiert auf den Seiten [24](#) und [210](#))

Documet u. a. 2010

DOCUMET, Jorge ; LE, Anh ; LIU, Brent J. ; CHIU, John ; HUANG, H. K.: A multimedia electronic patient record (ePR) system for image-assisted minimally invasive spinal surgery. In: *Int. J. Computer Assisted Radiology and Surgery* 5 (2010), Nr. 3, S. 195–209 (Zitiert auf Seite [24](#))

Donchin u. a. 1994

DONCHIN, Yoel ; RIVKIND, Avraham I. ; BAR-ZIV, Jacob ; HISS, Jehuda ; ALMOG, Joseph ; DRESCHER, Michael: Utility of postmortem computed tomography in trauma victims. In: *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 37 (1994), Nr. 4, S. 552 (Zitiert auf Seite [13](#))

Dornheim 2008

DORNHEIM, L.: Quality of fit of Stable Mass-Spring Models. In: *Pattern Recognition and Image Analysis* 18 (2008), Nr. 2, S. 359–364 (Zitiert auf Seite [130](#))

Dornheim u. a. 2005

DORNHEIM, L. ; TONNIES, K.D. ; DORNHEIM, J.: Stable dynamic 3D shape

models. In: *Image Processing, 2005. ICIP 2005. IEEE International Conference on* Bd. 3, Sept / 2005, S. III-1276-9 (Zitiert auf den Seiten [36](#) und [37](#))

Dornheim u. a. 2006a

DORNHEIM, Jana ; DORNHEIM, Lars ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Generation and Initialization of Stable 3D Mass-Spring Models for the Segmentation of the Thyroid Cartilage. In: *Pattern Recognition: 28th DAGM Symposium, Berlin, Germany, September 12-14, 2006. Proceedings* Bd. 4174, Springer, 2006, S. 162-171 (Zitiert auf den Seiten [23](#), [36](#), [37](#) und [176](#))

Dornheim u. a. 2006b

DORNHEIM, Jana ; SEIM, Heiko ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Segmentation of Neck Lymph Nodes in CT Datasets with Stable 3D Mass-Spring Models. In: *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)* Bd. 4191, Springer, 2006, S. 904-911 (Zitiert auf Seite [129](#))

Dornheim u. a. 2008a

DORNHEIM, Jana ; BORN, Silvia ; ZACHOW, Stefan ; GESSAT, Michael ; WELLEIN, Daniela ; STRAUSS, Gero ; PREIM, B. ; BARTZ, Dirk: Bildanalyse, Visualisierung und Modellerstellung für die Implantatplanung im Mittelohr. In: *Simulation and Visualization*. Magdeburg, Germany : SCS Publishing House e.V, 2008, S. 139-154 (Zitiert auf den Seiten [19](#), [44](#) und [186](#))

Dornheim u. a. 2008b

DORNHEIM, Jana ; DORNHEIM, Lars ; PREIM, Bernhard ; STRAUSS, Gero: Modellbasierte Segmentierung von Weichgewebestrukturen in CT-Datensätzen de Halses. In: *curac.08 Tagungsband*. Leipzig, 09 / 2008, S. 197-200 (Zitiert auf den Seiten [70](#), [141](#), [176](#) und [209](#))

Dornheim u. a. 2008c

DORNHEIM, Jana ; LEHMANN, Dirk ; DORNHEIM, Lars ; PREIM, Bernhard ; STRAUSS, Gero: Reconstruction of Blood Vessels from Neck CT Datasets using Stable 3D Mass-Spring Models. In: *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine (EG VCBM)*, 2008, S. 77-82 (Zitiert auf Seite [176](#))

Dornheim u. a. 2008d

DORNHEIM, Jana ; TIETJEN, Christian ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Image Analysis and Visualization for the Preoperative Planning of Neck Dissections. In: *5th International Conference on Computer Aided Surgery around the Head*, 2008 (Zitiert auf den Seiten [70](#) und [141](#))

Dornheim u. a. 2010

DORNHEIM, Lars ; DORNHEIM, Jana ; RÖSSLING, Ivo: Complete Fully Automatic Model-based Segmentation of Normal and Pathological Lymph Nodes in CT Data. In: *International Journal for Computer Assisted Radiology and Surgery* 5 (2010), 09, Nr. 6, S. 565-581 (Zitiert auf den Seiten [23](#), [36](#), [130](#), [131](#), [132](#), [171](#) und [176](#))

Dornheim u. a. 2015

DORNHEIM, Lars ; DORNHEIM, Jana ; KELLERMANN, Kerstin ; GOLLNICK, Harald ; GÖPPNER, Daniela ; BERNDT, Dirk ; WEBER, Matthias: A Dermatological Assistance System for the Computer-Aided Image Analysis of Nevi, 2015. Poster & Extended Abstract (Zitiert auf den Seiten [12](#), [13](#) und [34](#))

Dornheim und Dornheim 2009

DORNHEIM, Lars ; DORNHEIM, Jana: Modellbasierte Segmentierung von differenzierten Lymphknoten in CT-Daten. In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2009: Algorithmen - Systeme - Anwendungen, Proceedings des Workshops vom 22. bis 25. März 2009 in Heidelberg*, 2009, S. 247–251 (Zitiert auf Seite [129](#))

Drümmer und Zellmann 2011

DRÜMMER, Olaf ; ZELLMANN, Thomas: Langzeitarchivierung mit PDF/A-2. In: *Informatik-Spektrum* 34 (2011), Nr. 5, S. 496–500 (Zitiert auf Seite [201](#))

Dössel und Buzug 2014

DÖSSEL, O. (Hrsg.) ; BUZUG, T. M. (Hrsg.): *Biomedizinische Technik - Band 7: Medizinische Bildgebung*. Berlin : De Gruyter, 2014 (Zitiert auf den Seiten [28](#) und [39](#))

Eckstein u. a. 2013

ECKSTEIN, Hans-Henning ; KÜHNEL, Andreas ; DÖRFLER, Arnd ; KOPP, Ina B. ; LAWALL, Holger ; RINGLEB, Peter A.: The Diagnosis, Treatment and Follow-up of Extracranial Carotid Stenosis: A Multidisciplinary German-Austrian Guideline Based on Evidence and Consensus. In: *Dtsch Arztebl International* 110 (2013), Nr. 27-28, S. 468–476 (Zitiert auf Seite [16](#))

Egan u. a. 2006

EGAN, James V. ; BARON, Todd H. ; ADLER, Douglas G. ; DAVILA, Raquel ; FAIGEL, Douglas O. ; GAN, Seng-lan ; HIROTA, William K. ; LEIGHTON, Jonathan A. ; LICHTENSTEIN, David ; QURESHI, Waqar A. ; RAJAN, Elizabeth ; SHEN, Bo ; ZUCKERMAN, Marc J. ; VANGUILDER, Trina ; FANELLI, Robert D.: Esophageal dilation. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 63 (2006), Nr. 6, S. 755–760 (Zitiert auf Seite [16](#))

Egger u. a. 2009

EGGER, Jan ; BIERMANN, Christina ; GROSSKOPF, Stefan ; HOPFGARTNER, Christian ; FRITZ, Dominik ; FREISLEBEN, Bernd: Vollautomatische Stent-Planung und Stent-Simulation zur Unterstützung der minimal-invasiven Behandlung von abdominalen Bauchortenaneurysmen. In: *GI Jahrestagung*, 2009, S. 1317–1327 (Zitiert auf Seite [16](#))

Eitz und Lixu 2007

EITZ, M. ; LIXU, Gu: Hierarchical Spatial Hashing for Real-time Collision Detection. In: *Shape Modeling and Applications, 2007. SMI '07. IEEE International Conference on*, June / 2007, S. 61–70 (Zitiert auf Seite [76](#))

Enzenhofer u. a. 2004

ENZENHOFER, Manuel ; BLUDAU, Hans-Bernd ; KOMM, Nadja ; WILD, Beate ;

MUELLER, Knut ; HERZOG, Wolfgang ; HOCHLEHNERT, Achim: Improvement of the Educational Process by Computer-based Visualization of Procedures: Randomized Controlled Trial. In: *J Med Internet Res* 6 (2004), Jun, Nr. 2, S. e16 (Zitiert auf Seite 25)

Everitt 2001

EVERITT, Cass: Interactive order-independent transparency. In: *White paper, nVIDIA* 2 (2001), Nr. 6, S. 7 (Zitiert auf Seite 124)

Fabbri u. a. 2008

FABBRI, Ricardo ; FONTOURA COSTA, Luciano da ; TORELLI, Julio C. ; BRUNO, Odemir M.: 2D Euclidean distance transform algorithms: A comparative survey. In: *ACM Comput. Surv.* 40 (2008), Nr. 1 (Zitiert auf Seite 45)

Fabel u. a. 2012

FABEL, M ; WULFF, A ; HECKEL, F ; BORNEMANN, L ; FREITAG-WOLF, S ; HELLER, M ; BIEDERER, J ; BOLTE, H: Clinical lymph node staging – Influence of slice thickness and reconstruction kernel on volumetry and RECIST measurements. In: *European journal of radiology* 81 (2012), Nr. 11, S. 3124–3130 (Zitiert auf Seite 43)

Fabri u. a. 2000

FABRI, Andreas ; GIEZEMAN, Geert-Jan ; KETTNER, Lutz ; SCHIRRA, Stefan ; SCHÖNHERR, Sven: On the design of CGAL, a computational geometry algorithms library. In: *Softw. Pract. Exper.* 30 (2000), Nr. 11, S. 1167–1202 (Zitiert auf den Seiten 50, 58 und 139)

Faletra u. a. 2013

FALETRA, F.F. ; PERK, G. ; PANDIAN, N.G. ; NESSER, H.J. ; KRONZON, I.: *Real-Time 3D Interventional Echocardiography*. Springer, 2013 (Zitiert auf Seite 31)

Faverjon 1989

FAVERJON, B.: Hierarchical Object Models for Efficient Anti-Collision Algorithms. In: *Proc. IEEE ICRA* Bd. 1, 1989, S. 333–340 (Zitiert auf Seite 46)

Feldman u. a. 2009

FELDMAN, Myra K. ; KATYAL, Sanjeev ; BLACKWOOD, Margaret S.: US artifacts 1. In: *Radiographics* 29 (2009), Nr. 4, S. 1179–1189 (Zitiert auf Seite 39)

Felkel u. a. 2004

FELKEL, P. ; WEGENKITTL, R. ; BÜHLER, K.: Surface models of tube trees. In: *Computer Graphics International, 2004. Proceedings, June / 2004*, S. 70–77 (Zitiert auf Seite 38)

Ferguson und McLennan 2005

FERGUSON, J S. ; MCLENNAN, Geoffrey: Virtual bronchoscopy. In: *Proceedings of the American Thoracic Society* 2 (2005), Nr. 6, S. 488–491 (Zitiert auf Seite 146)

Ficklscherer 2005

FICKLSCHERER, Andreas: *Basics Orthopädie und Traumatologie*. Elsevier, Urban & Fischer, 2005 (Zitiert auf Seite 9)

Fiebich u. a. 1999

FIEBICH, Martin ; STRAUS, Christopher M. ; SEHGAL, Vivek ; RENGER, Bernhard C. ; DOI, Kunio ; HOFFMANN, Kenneth R.: Automatic Bone Segmentation Technique for CT Angiographic Studies. In: *Journal of Computer Assisted Tomography* 23 (1999), Januar, Nr. 1, S. 155–161 (Zitiert auf Seite 37)

Fischer u. a. 2005

FISCHER, Lars ; THORN, Matthias ; NEUMANN, J. O. ; HEIMANN, Tobias ; GREINACHER, Lars ; MEINZER, Hans-Peter ; FRIESS, Helmut ; BÜCHLER, Markus W.: Die computergestützte Analyse von Größe, Position und Form venöser Lebersegmente und deren Lagebeziehung zu den Couinaud- und portalen Lebersegmenten. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*. Heidelberg : Springer Verlag, 2005, S. 21–25 (Zitiert auf Seite 15)

Fischer u. a. 2009

FISCHER, Miloš ; STRAUSS, Gero ; GAHR, S. ; RICHTER, I. ; MÜLLER, S. ; BURGERT, Oliver ; DORNHEIM, Jana ; PREIM, Bernhard ; DIETZ, Andreas ; BOEHM, Andreas: Three-dimensional Visualization for Preoperative Planning and Evaluation in Head and Neck Surgery. 88 (2009), Nr. 4, S. 229–233 (Zitiert auf den Seiten 148 und 176)

Fraser u. a. 2009

FRASER, J.F. ; SCHWARTZ, T.H. ; KAPLITT, M.G.: BrainLab Image Guided System. In: *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery*. Springer Berlin Heidelberg, 2009, S. 567–581 (Zitiert auf den Seiten 24 und 25)

Freemeyer u. a. 2012

FREESMEYER, M. ; DARR, A. ; SCHIERZ, J. H. ; SCHLEUSSNER, E. ; WIEGAND, S. ; OPFERMANN, T.: 3D ultrasound DICOM data of the thyroid gland. First experiences in exporting, archiving, second reading and 3D processing. In: *Nuklearmedizin* 51 (2012), Nr. 3, S. 73–78 (Zitiert auf Seite 32)

Fritz 2000

FRITZ, April G.: *International classification of diseases for oncology: ICD-O*. World Health Organization, 2000 (Zitiert auf Seite 156)

Frobin und Hierholzer 1991

FROBIN, W ; HIERHOLZER, E: Video rasterstereography: a method for on-line measurement of body surfaces. In: *Photogrammetric engineering and remote sensing* 57 (1991), Nr. 10, S. 1341–1345 (Zitiert auf Seite 9)

Gadagkar und Shreedhara 2014

GADAGKAR, A. V. ; SHREEDHARA, K. S.: Features Based IUGR Diagnosis Using Variational Level Set Method and Classification Using Artificial Neural Networks. In: *Signal and Image Processing (ICSIP), 2014 Fifth International Conference on*, Jan / 2014, S. 303–309 (Zitiert auf Seite 8)

Galanski 1998

GALANSKI, M.: *Ganzkörper-Computertomographie*. Thieme, 1998 (Referenz-Reihe radiologische Diagnostik) (Zitiert auf Seite 144)

Gembruch u. a. 2013

GEMBRUCH, U. ; HECHER, K. ; STEINER, H.: *Ultraschalldiagnostik in Geburtshilfe und Gynäkologie*. Springer Berlin Heidelberg, 2013 (SpringerLink : Bücher)
(Zitiert auf Seite [31](#))

Geng u. a. 2011

GENG, Yan ; ULLRICH, Sebastian ; GROTTKE, Oliver ; ROSSAINT, Rolf ; KUHLEN, Torsten ; DESERNO, ThomasM.: Scene-Based Segmentation of Multiple Muscles from MRI in MITK. In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2011*. Springer Berlin Heidelberg, 2011 (Informatik aktuell), S. 18–22 (Zitiert auf Seite [23](#))

Gibson 1998

GIBSON, SarahF.F.: Constrained elastic surface nets: Generating smooth surfaces from binary segmented data. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'98* Bd. 1496. Springer Berlin Heidelberg, 1998, S. 888–898 (Zitiert auf den Seiten [37](#) und [133](#))

Gilbert und Johnson 1988

GILBERT, E. G. ; JOHNSON, D. W.: A Fast Procedure for Computing the Distance Between Complex Objects in Three Space. In: *IEEE J Rob Autom* 4 (1988), April, Nr. 2, S. 193–203 (Zitiert auf Seite [45](#))

Glaeser und Polthier 2014

GLAESER, Georg ; POLTHIER, Konrad: *Bilder der mathematik*. Springer Berlin Heidelberg, 2014 (Zitiert auf Seite [137](#))

Glaßer u. a. 2011

GLASSER, Sylvia ; SCHEIL, Kathrin ; PREIM, Uta ; PREIM, Bernhard: The File-Card-Browser View for Breast DCE-MRI Data. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, 2011, S. 314–318 (Zitiert auf Seite [104](#))

Goldstraw 2013

GOLDSTRAW, Peter: New TNM classification: achievements and hurdles. In: *Translational Lung Cancer Research* 2 (2013), Nr. 4, S. 264 (Zitiert auf Seite [154](#))

Goni u. a. 2014

GONI, Vijay G. ; HAMPANNAVAR, Aravind ; GOPINATHAN, Nirmal R. ; SINGH, Paramjeet ; SUDESH, Pebam ; LOGITHASAN, Rajesh K. ; SHARMA, Anurag ; BK, Shashidhar ; SAMENT, Radheshyam: Comparison of the oswestry disability index and magnetic resonance imaging findings in lumbar canal stenosis: an observational study. In: *Asian Spine J* 8 (2014), Nr. 1, S. 44–50 (Zitiert auf Seite [16](#))

Gottschalk u. a. 1996

GOTTSCHALK, S. ; LIN, M. C. ; MANOCHA, D.: OBBTree: A hierarchical structure for rapid interference detection. In: *SIGGRAPH '96*, 1996, S. 171–180 (Zitiert auf den Seiten [46](#) und [54](#))

Götzelmann 2008

GÖTZELMANN, Timo: *Correlating Illustrations and Text Through Interactive Annotation*. VDM Publishing, 2008 (Zitiert auf Seite [84](#))

Götzelmann u. a. 2005

GÖTZELMANN, Timo ; ALI, Kamran ; HARTMANN, Knut ; STROTHOTTE, Thomas: Form Follows Function: Aesthetic Interactive Labels. In: *Computational Aesthetics 2005: Eurographics Workshop on Computational Aesthetics in Graphics, Visualization and Imaging 2005, Girona, Spain, May 18-20, 2005*, Eurographics Association, 2005, S. 193–200 (Zitiert auf Seite [83](#))

Graser u. a. 2008

GRASER, A. ; BECKER, C.R. ; REISER, M.F. ; STIEF, C. ; STAEBLER, M.: Volumetrie von Metastasen beim Nierenzellkarzinom. In: *Der Radiologe* 48 (2008), Nr. 9, S. 850–856 (Zitiert auf Seite [43](#))

Grimm und Hughes 1995

GRIMM, Cindy M. ; HUGHES, John F.: Smooth iso-surface approximation. In: *In Proceedings of Implicit Surfaces '95, 1995*, S. 57–67 (Zitiert auf Seite [38](#))

Gupta 2007

GUPTA, L.C.: *Diagnostic Ultrasound*. Jaypee Brothers, Medical Publishers, 2007 (Zitiert auf Seite [31](#))

Gupta u. a. 2008

GUPTA, Ankit ; ALLIEZ, Pierre ; PION, Sylvain: Principal Component Analysis in CGAL. 2008 (RR-6642). – Research Report. 13 S (Zitiert auf Seite [44](#))

Haak u. a. 2015

HAAK, Daniel ; PAGE, Charles E. ; KABINO, Klaus ; DESERNO, Thomas M.: Evaluation of DICOM viewer software for workflow integration in clinical trials. In: *SPIE Medical Imaging International Society for Optics and Photonics (Veranst.)*, 2015, S. 94180O–94180O (Zitiert auf Seite [42](#))

Hahn 2005

HAHN, Horst K.: *Morphological Volumetry: Theory, Concepts, and Application to Quantitative Medical Imaging*, Universität Bremen, Dissertation, 2005 (Zitiert auf den Seiten [39](#) und [43](#))

Hahn u. a. 2001

HAHN, H.K. ; PREIM, B. ; SELLE, D. ; PEITGEN, H.-O.: Visualization and interaction techniques for the exploration of vascular structures. In: *Visualization, 2001. VIS '01. Proceedings*, Oct / 2001, S. 395–578 (Zitiert auf Seite [38](#))

Handels u. a. 2000

HANDELS, Heinz ; EHRHARDT, Jan ; PLÖTZ, Werner ; PÖPPL, Siegfried J.: Virtual planning of hip operations and individual adaption of endoprotheses in orthopaedic surgery. In: *I. J. Medical Informatics* 58 (2000), S. 21–28 (Zitiert auf Seite [44](#))

Hansen u. a. 2008

HANSEN, Christian ; KÖHN, Alexander ; SCHLICHTING, Stefan ; WEILER, Florian ; ZIDOWITZ, Stephan ; KLEEMANN, Markus ; PEITGEN, Heinz-Otto: Intra-operative modification of resection plans for liver surgery. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 3 (2008), Nr. 3-4, S. 291–297 (Zitiert auf Seite [25](#))

Hansen u. a. 2014

HANSEN, C. ; HECKEL, F. ; OJDANIC, D. ; SCHENK, A. ; ZIDOWITZ, S. ; HAHN, H. K.: Genauigkeit und Fehlerquellen im Operationsaal am Beispiel der Leberchirurgie. In: *Der digitale Operationsaal*. DE GRUYTER, 2014, Kap. 6, S. 69–87 (Zitiert auf Seite 44)

Harrower 2003

HARROWER, Mark: Tips for designing effective animated maps. In: *Cartographic Perspectives* 44 (2003), S. 63–65 (Zitiert auf Seite 81)

Harrower und Sheesley 2007

HARROWER, Mark ; SHEESLEY, Ben: Utterly Lost: Methods for Reducing Disorientation in 3-D Fly-Over Maps. In: *Cartography and Geographic Information Science* 34 (2007), Januar, Nr. 1, S. 17–27 (Zitiert auf Seite 81)

Hassan u. a. 2010

HASSAN, Sahar ; HÉTROUY, Franck ; PALOMBI, Olivier: Ontology-Guided Mesh Segmentation. In: *FOCUS K3D Conference on Semantic 3D Media and Content*. Sophia Antipolis, France, Februar / 2010, S. 5 (Zitiert auf Seite 37)

Hastreiter u. a. 1998

HASTREITER, Peter ; REZK-SALAMA, Christof ; TOMANDL, Bernd u. a.: Fast Analysis of Intracranial Aneurysms Based on Interactive Direct Volume Rendering and CTA. In: *MICCAI '98: Proceedings of the First International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 1998, S. 660–669 (Zitiert auf den Seiten 42, 43, 79, 80 und 81)

Haus 2014

HAUS, J.: *Optische Mikroskopie: Funktionsweise und Kontrastierverfahren*. Wiley, 2014 (CourseSmart) (Zitiert auf Seite 33)

Heckel u. a. 2011

HECKEL, Frank ; KONRAD, Olaf ; HAHN, Horst K. ; PEITGEN, Heinz-Otto: Interactive 3D medical image segmentation with energy-minimizing implicit functions. In: *Computers & Graphics* 35 (2011), Nr. 2, S. 275 – 287. Virtual Reality in Brazil Visual Computing in Biology and Medicine Semantic 3D media and content Cultural Heritage (Zitiert auf den Seiten 37 und 38)

Heckel u. a. 2014

HECKEL, Frank ; MEINE, Hans ; MOLTZ, Jan H. ; KUHNIGK, Jan-Martin ; HEVERHAGEN, Johannes T. ; KIESSLING, Andreas ; BUERKE, Boris ; HAHN, Horst K.: Segmentation-Based Partial Volume Correction for Volume Estimation of Solid Lesions in CT. In: *IEEE Trans. Med. Imaging* 33 (2014), Nr. 2, S. 462–480 (Zitiert auf Seite 43)

Heimann u. a. 2006

HEIMANN, Tobias ; WOLF, Ivo ; MEINZER, Hans-Peter: Active Shape Models for a Fully Automated 3D Segmentation of the Liver - An Evaluation on Clinical Data. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2006* Bd. 4191. Springer Berlin Heidelberg, 2006, S. 41–48 (Zitiert auf Seite 36)

Heimann u. a. 2009

HEIMANN, Tobias ; GINNEKEN, Bram V. ; STYNER, Martin A. ; ARZHAeva, Yulia ; AURICH, Volker ; BAUER, Christian ; BECK, Andreas ; BECKER, Christoph ; BEICHEL, Reinhard ; BEKES, György ; BELLO, O ; BINNIG, Gerd ; BISCHOF, Horst ; BORNIK, Er ; CASHMAN, Peter M. M. ; CHI, Ying ; CÓRDOVA, Andrés ; DAWANT, Benoit M. ; FIDRICH, Márta ; FURST, Jacob D. ; FURUKAWA, Daisuke ; GRENACHER, Lars ; HORNEGGER, Joachim ; KAINMÜLLER, Dagmar ; KITNEY, Richard I. ; KOBATAKE, Hidefumi ; LAMECKER, Hans ; LANGE, Thomas ; LEE, Jeongjin ; LENNON, Brian ; LI, Rui ; LI, Senhu ; MEINZER, Hans peter ; NÉMETH, Gábor ; RAICU, Daniela S. ; RAU, Anne-Mareike ; RIKXOORT, Eva M. V. ; ROUSSON, Mikaël ; RUSKÓ, László ; SADDI, Kinda A. ; SCHMIDT, Gün-ter ; SEGHERS, Dieter ; SHIMIZU, Akinobu ; SLAGMOLEN, Pieter ; SORANTIN, Erich ; SOZA, Grzegorz ; SUSOMBOON, Ruchaneewan ; WAITE, Jonathan M. ; WIMMER, Andreas ; WOLF, Ivo: Comparison and evaluation of methods for liver segmentation from CT datasets. In: *IEEE Trans Med Imaging* (2009), S. 1251–1265 (Zitiert auf Seite 23)

Heinert u. a. 2009

HEINERT, G ; HENDRICKS, J ; LOEFFLER, MD: Digital templating in hip replacement with and without radiological markers. In: *Bone & Joint Journal* 91 (2009), Nr. 4, S. 459–462 (Zitiert auf Seite 34)

Henning u. a. 2007

HENNING, J S. ; DUSZA, Stephen W. ; WANG, Steven Q. ; MARGHOOB, Ashfaq A. ; RABINOVITZ, Harold S. ; POLSKY, David ; KOPF, Alfred W.: The CASH (color, architecture, symmetry, and homogeneity) algorithm for dermoscopy. In: *Journal of the American Academy of Dermatology* 56 (2007), Nr. 1, S. 45–52 (Zitiert auf Seite 12)

Herman 2009

HERMAN, Gabor T.: *Fundamentals of Computerized Tomography: Image Reconstruction from Projections*. 2nd. Springer Publishing Company, Incorporated, 2009 (Advances in Computer Vision and Pattern Recognition) (Zitiert auf Seite 29)

Hermann 2002

HERMANN, M.: Dreidimensionale Computeranimation - neues Medium zur Unterstützung des Aufklärungsgesprächs vor Operationen Akzeptanz und Bewertung der Patienten anhand einer prospektiv randomisierten Studie - Bild versus Text. In: *Der Chirurg* 73 (2002), Nr. 5, S. 500–507 (Zitiert auf Seite 25)

Heywang-Köbrunner und Schreer 2015

HEYWANG-KÖBRUNNER, S.H. ; SCHREER, I.: *Bildgebende Mammadiagnostik: Untersuchungstechnik, Befundmuster, Differenzialdiagnose und Interventionen*. Thieme, 2015 (Zitiert auf Seite 31)

Hintze u. a. 2005

HINTZE, Jana ; CORDES, Jeanette ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS,

Gero ; PREIM, Uta: Bildanalyse für die präoperative Planung von Neck Dissections. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer, 2005 (Informatik aktuell), S. 11–15 (Zitiert auf den Seiten [176](#) und [209](#))

Höhne u. a. 2008

HÖHNE, Karl H. ; GEHRMANN, Sebastian ; NAZAR, Tariq ; PETERSIK, Andreas ; PFLESSER, Bernhard ; POMMERT, Andreas ; SCHUMACHER, Udo ; TIEDE, Ulf: *Voxel-Man 3D-Navigator: Upper Limb. Regional and Radiological Anatomy Arm und Hand. Topographische und Radiologische Anatomie*. Springer London, Limited, 2008 (Springer Electronic Media) (Zitiert auf Seite [82](#))

Hong u. a. 1995

HONG, Lichan ; KAUFMAN, Arie ; WEI, Yi-Chih ; VISWAMBHARAN, Ajay ; WAX, Mark ; LIANG, Zhengrong: 3D virtual colonoscopy. In: *Biomedical Visualization, 1995. Proceedings*. IEEE (Veranst.), 1995, S. 26–32 (Zitiert auf Seite [146](#))

Hosten und Liebig 2007

HOSTEN, N. ; LIEBIG, T.: *Computertomographie von Kopf und Wirbelsäule*. Thieme, 2007 (Referenz-Reihe Radiologie) (Zitiert auf Seite [36](#))

Hounsfield 1973

HOUNSFIELD, G. N.: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. In: *The British Journal of Radiology* 46 (1973), Nr. 552, S. 1016–1022 (Zitiert auf Seite [29](#))

Hu u. a. 2001

HU, Shiyang ; HOFFMAN, Eric A. ; REINHARDT, Joseph M.: Automatic Lung Segmentation for Accurate Quantitation of Volumetric X-ray CT Images. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 20 (2001), S. 490–498 (Zitiert auf Seite [36](#))

Huang und Ascher 2008

HUANG, Hui ; ASCHER, U: Surface mesh smoothing, regularization, and feature detection. In: *SIAM Journal on Scientific Computing* 31 (2008), Nr. 1, S. 74–93 (Zitiert auf Seite [133](#))

Huber u. a. 2013

HUBER, Johannes ; IHRIG, Andreas ; YASS, Mohammed ; BRUCKNER, Tom ; PETERS, Tim ; HUBER, ChristianG. ; KONYANGO, Beryl ; LOZANKOVSKI, Novica ; STREDELE, ReginaJ.F. ; MOLL, Peter ; SCHNEIDER, Meike ; PAHERNIK, Sascha ; HOHENFELLNER, Markus: Multimedia Support for Improving Preoperative Patient Education: A Randomized Controlled Trial Using the Example of Radical Prostatectomy. In: *Annals of Surgical Oncology* 20 (2013), Nr. 1, S. 15–23 (Zitiert auf Seite [25](#))

Imhof 1975

IMHOF, Eduard: Positioning Names on Maps. In: *The American Cartographer* 2 (1975), Nr. 2, S. 128–144 (Zitiert auf Seite [81](#))

ISO 32000-1:2008

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO): *ISO 32000-1*:

2008 Document Management-Portable Document Format-Part 1: PDF 1.7. 2008
(Zitiert auf Seite 201)

ISUIA 1998

INTERNATIONAL STUDY OF UNRUPTURED INTRACRANIAL ANEURYSMS INVESTIGATORS: Unruptured Intracranial Aneurysms – Risk of Rupture and Risks of Surgical Intervention. In: *New England Journal of Medicine* 339 (1998), Nr. 24, S. 1725–33 (Zitiert auf Seite 16)

Jaddoe u. a. 2014

JADDOE, Vincent ; JONGE, Layla de ; HOFMAN, Albert ; FRANCO DURAN, Oscar ; STEEGERS, Eric ; GAILLARD, Romy: First trimester fetal growth restriction and cardiovascular risk factors in school age children: Population based cohort study. In: *BMJ (Online)* 348 (2014), 01 (Zitiert auf Seite 8)

Jalba und Roerdink 2009

JALBA, Andrei ; ROERDINK, J. B. T. M.: Efficient Surface Reconstruction From Noisy Data Using Regularized Membrane Potentials. In: *IEEE Transactions on Image Processing* 18 (2009), Nr. 5, S. 1119–1134 (Zitiert auf Seite 38)

James und Pai 2004

JAMES, Doug L. ; PAI, Dinesh K.: BD-tree: output-sensitive collision detection for reduced deformable models. In: *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 23 (2004), Nr. 3, S. 393–398 (Zitiert auf Seite 220)

Jaszczak u. a. 1980

JASZCZAK, Ronald J. ; COLEMAN, R E. ; LIM, Chun B.: SPECT: Single photon emission computed tomography. In: *Nuclear Science, IEEE Transactions on* 27 (1980), Nr. 3, S. 1137–1153 (Zitiert auf Seite 32)

Jolivet u. a. 2014

JOLIVET, Erwan ; DION, Elisabeth ; ROUCH, Philippe ; DUBOIS, Guillaume ; CHARRIER, Remi ; PAYAN, Christine ; SKALLI, Wafa: Skeletal muscle segmentation from MRI dataset using a model-based approach. In: *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization* 2 (2014), Nr. 3, S. 138–145 (Zitiert auf Seite 23)

Jones u. a. 2006

JONES, Mark W. ; BAERENTZEN, J. A. ; SRAMEK, Milos: 3D Distance Fields: A Survey of Techniques and Applications. In: *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.* 12 (2006), Nr. 4, S. 581–599 (Zitiert auf Seite 45)

Kai u. a. 2010

KAI, Zhao ; BIN, Kang ; YAN, Kang ; HONG, Zhao: Auto-Threshold Bone Segmentation Based on CT Image and Its Application on CTA Bone-Subtraction. (2010), June, S. 1–5 (Zitiert auf Seite 36)

Kane u. a. 2010

KANE, Bridget ; LUZ, Saturnino ; SU, Jing: Capturing multimodal interaction at medical meetings in a hospital setting: Opportunities and Challenges. In: *Proceedings of Multimodal Corpora: Advances in Capturing, Coding and Analyzing Multimodality* (2010), S. 140–145 (Zitiert auf Seite 24)

Kawachi und Suzuki 2000

KAWACHI, Katsuaki ; SUZUKI, Hiromasa: Distance computation between non-convex polyhedra at short range based on discrete voronoi regions. In: *In Proceedings of Geometric Modeling and Processing*, 2000, S. 123–128 (Zitiert auf Seite 46)

Kazhdan u. a. 2003

KAZHDAN, Michael ; CHAZELLE, Bernard ; DOBKIN, David ; FUNKHOUSER, Thomas ; RUSINKIEWICZ, Szymon: A Reflective Symmetry Descriptor for 3D Models. In: *Algorithmica* 38 (2003), Nr. 1, S. 201–225 (Zitiert auf Seite 136)

Keller und Shkolnisky 2004

KELLER, Yosi ; SHKOLNISKY, Yoel: An Algebraic Approach to Symmetry Detection. In: *Proc IEEE ICPR Bd. 3*, 2004, S. 186–189 (Zitiert auf Seite 136)

Keynan u. a. 2006

KEYNAN, Ory ; FISHER, Charles G. ; VACCARO, Alexander ; FEHLINGS, Michael G. ; ONER, F. C. ; DIETZ, John ; KWON, Brian ; RAMPERSAUD, Raj ; BONO, Christopher ; FRANCE, John ; DVORAK, Marcel: Radiographic Measurement Parameters in Thoracolumbar Fractures: A Systematic Review and Consensus Statement of the Spine Trauma Study Group. In: *Spine* 31 (2006), Nr. 5, S. E156 (Zitiert auf den Seiten 10 und 16)

Kitasaka u. a. 2007

KITASAKA, Takayuki ; TSUJIMURA, Yukihiro ; NAKAMURA, Yoshihiko ; MORI, Kensaku ; SUENAGA, Yasuhito ; ITO, Masaaki ; NAWANO, Shigeru: Automated Extraction of Lymph Nodes from 3-D Abdominal CT Images Using 3-D Minimum Directional Difference Filter. In: *MICCAI (2)* Bd. 4792, Springer, 2007, S. 336–343 (Zitiert auf Seite 132)

Kohlberger u. a. 2011

KOHLBERGER, Timo ; SOFKA, Michal ; ZHANG, Jingdan ; BIRKBECK, Neil ; WETZL, Jens ; KAFTAN, Jens ; DECLERCK, Jérôme ; ; ZHOU, S. Kevin: Automatic Multi-Organ Segmentation Using Learning-based Segmentation and Level Set Optimization. In: *Proceedings of the 14th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2011)*. Toronto, Canada, 18–22 September / 2011 (Zitiert auf Seite 23)

Kohlberger u. a. 2012

KOHLBERGER, Timo ; SINGH, Vivek ; ALVINO, Chris ; BAHLMANN, Claus ; GRADY, Leo: Evaluating Segmentation Error without Ground Truth. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2012* Bd. 7510. Springer Berlin Heidelberg, 2012, S. 528–536 (Zitiert auf Seite 39)

Krämer 2005

KRÄMER, G.: *Epilepsie von A - Z: medizinische Fachwörter verstehen*. TRIAS, 2005 (TRIAS ärztlicher Rat) (Zitiert auf Seite 1)

Krämer u. a. 2004

KRÄMER, J. ; WIRTH, C.J. ; AUTHORSEN, S.E.: *Orthopädie und orthopädische*

Chirurgie: Wirbelsäule, Thorax : 61 Tabellen / hrsg. von Jürgen Krämer. Mit Beitr. von S. Authorsen Thieme, 2004 (Orthopädie und orthopädische Chirurgie). ISBN 9783131261915 (Zitiert auf Seite 10)

Kreft u. a. 2012

KREFT, M. ; SCHMIDT-TOPHOFF, J. ; JUGEL, E. ; SCHWARZWELLE, L.: Medizin mit Durchblick. In: *Radialog - Das Patientenmagazin Ihrer Radiologiepraxis (Ausgabe 01/2012)*, 01 / 2012 (Zitiert auf Seite 23)

Krekkel u. a. 2009

KREKEL, PR ; BRUIN, PW de ; VALSTAR, ER ; POST, FH ; ROZING, PM ; BOTHA, CP: Evaluation of bone impingement prediction in pre-operative planning for shoulder arthroplasty, SAGE Publications, 2009, S. 813–822 (Zitiert auf Seite 10)

Krüger u. a. 2005

KRÜGER, Arno ; TIETJEN, Christian ; HINTZE, Jana ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Interactive Visualization for Neck Dissection Planning. In: *IEEE/Eurographics Symposium on Visualization (EuroVis)*, 2005, S. 295–302 (Zitiert auf den Seiten 79, 118, 123 und 176)

Krüger u. a. 2007

KRÜGER, Arno ; STAMPE, Kristina ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero ; PREIM, Bernhard: Haptische Interaktion zur Planung von Nasennebenhöhlen-Operationen. In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2007*. Springer, 2007, S. 303–307 (Zitiert auf Seite 45)

Krüger u. a. 2008

KRÜGER, A. ; KUBISCH, C. ; STRAUSS, G. ; PREIM, B.: Sinus Endoscopy - Application of Advanced GPU Volume Rendering for Virtual Endoscopy. In: *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on* 14 (2008), Nov, Nr. 6, S. 1491–1498 (Zitiert auf den Seiten 146 und 186)

Kubisch u. a. 2010

KUBISCH, Christoph ; TIETJEN, Christian ; PREIM, Bernhard: GPU-based smart visibility techniques for tumor surgery planning. In: *Int. J. Computer Assisted Radiology and Surgery* 5 (2010), Nr. 6, S. 667–678 (Zitiert auf den Seiten 99, 111 und 176)

Kuhnigk u. a. 2006

KUHNIGK, J-M ; DICKEN, Volker ; BORNEMANN, Lars ; BAKAI, Annemarie ; WORMANN, Dag ; KRASS, Stefan ; PEITGEN, H-O: Morphological segmentation and partial volume analysis for volumetry of solid pulmonary lesions in thoracic CT scans. In: *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 25 (2006), Nr. 4, S. 417–434 (Zitiert auf Seite 43)

Labelle und Shewchuk 2007

LABELLE, François ; SHEWCHUK, Jonathan R.: Isosurface Stuffing: Fast Tetrahedral Meshes with Good Dihedral Angles. In: *ACM Transactions on Graphics* 26 (2007), Juli, Nr. 3, S. 57.1–57.10. Special issue on Proceedings of SIGGRAPH 2007 (Zitiert auf Seite 38)

Lang u. a. 2005

LANG, H. ; RADTKE, A. ; HINDENNACH, M. ; SCHROEDER, T. ; FRÜHAUF, N. R. ; MALAGÓ, M. ; BOURQUAIN, H. ; PEITGEN, H. O. ; OLDHAFFER, K. J. ; BROELSCH, C. E.: Impact of virtual tumor resection and computer-assisted risk analysis on operation planning and intraoperative strategy in major hepatic resection. In: *Archives of surgery (Chicago, Ill. : 1960)* 140 (2005), Juli, Nr. 7 (Zitiert auf den Seiten 17 und 43)

Lange u. a. 2004

LANGE, Thomas ; EULENSTEIN, Sebastian ; HÜNERBEIN, Michael ; LAMECKER, Hans ; SCHLAG, Peter-Michael: Augmenting Intraoperative 3D Ultrasound with Preoperative Models for Navigation in Liver Surgery. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2004* Bd. 3217. Springer Berlin Heidelberg, 2004, S. 534–541 (Zitiert auf Seite 25)

Langetepe und Zachmann 2006

LANGETEPE, Elmar ; ZACHMANN, Gabriel: *Geometric Data Structures for Computer Graphics*. 2006 (Zitiert auf Seite 52)

Larsson 2009

LARSSON, Thomas: *Adaptive Bounding Volume Hierarchies for Efficient Collision Queries*, Mälardalen University, Dissertation, 2009 (Zitiert auf Seite 220)

Lauterbur 1973

LAUTERBUR, P. C.: Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. In: *Nature* 242 (1973), März, Nr. 5394, S. 190–191 (Zitiert auf Seite 29)

Le u. a. 2011

LE, Anh H. ; LIU, Brent J. ; SCHULTE, Reinhard ; HUANG, H. K.: Intelligent ePR system for evidence-based research in radiotherapy: proton therapy for prostate cancer. In: *Int. J. Computer Assisted Radiology and Surgery* 6 (2011), Nr. 6, S. 769–784 (Zitiert auf Seite 24)

Ledoux 2007

LEDoux, Hugo: Computing the 3D Voronoi Diagram Robustly: An Easy Explanation. In: *ISVD '07: Proceedings of the 4th International Symposium on Voronoi Diagrams in Science and Engineering*, 2007, S. 117–129 (Zitiert auf Seite 46)

Lehmann u. a. 1997

LEHMANN, T. ; OBERSCHELP, W. ; PELIKAN, E. ; REPGES, R.: *Bildverarbeitung für die Medizin: Grundlagen, Modelle, Methoden, Anwendungen*. Springer Berlin Heidelberg, 1997 (Bildverarbeitung für die Medizin) (Zitiert auf Seite 30)

Lin und Canny 1991

LIN, Ming C. ; CANNY, John F.: A Fast Algorithm for Incremental Distance Calculation. In: *Proc. IEEE ICRA* Bd. 2, 1991, S. 1008–1014 (Zitiert auf Seite 45)

Link u. a. 2006

LINK, Florian ; KOENIG, Matthias ; PEITGEN, Hans-Otto: Multi-Resolution

Volume Rendering with per Object Shading. In: *Proceedings of the 11th International Fall Workshop on Vision, Modeling, and Visualization (VMV06)*, Akademische Verlagsgesellschaft, nov / 2006, S. 185–191 (Zitiert auf Seite 37)

Liu u. a. 2001

LIU, Yanxi ; COLLINS, Robert ; ROTHFUS, William E.: Robust Midsagittal Plane Extraction from Normal and Pathological 3-D Neuroradiology Images. In: *IEEE Trans Med Imaging* 20 (2001), Nr. 1, S. 175 – 192 (Zitiert auf Seite 136)

Lomba und Peper 2013

LOMBA, J.A. ; PEPPER, W.: *Handbuch der Chiropraktik und strukturellen Osteopathie*. Haug Fachbuch, 2013 (Zitiert auf Seite 34)

Lorensen und Cline 1987

LORENSEN, William E. ; CLINE, Harvey E.: Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. In: *SIGGRAPH Comput. Graph.* 21 (1987), August, Nr. 4, S. 163–169 (Zitiert auf Seite 37)

Lüdtke 2002

LÜDTKE, Holger: Tübinger Mole Analyzer: Digitale Bildanalyse für die Melanomfrüherkennung. In: *Dtsch Arztebl International* 99 (2002), Nr. 41, S. 17–18 (Zitiert auf Seite 13)

Luebke 2003

LUEBKE, D.P.: *Level of Detail for 3D Graphics*. Morgan Kaufmann Publishers, 2003 (The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics Series) (Zitiert auf Seite 39)

Lutz 2007

LUTZ, H.: *Ultraschallfibel Innere Medizin*. Springer, 2007 (Zitiert auf Seite 144)

Mancas u. a. 2005

MANCAS, Matei ; GOSSELIN, Bernard ; MACQ, Benoît: Fast and Automatic Tumoral Area Localisation using Symmetry. In: *Proc IEEE ICASSP Bd. 2*, 2005, S. 725– 728 (Zitiert auf Seite 136)

Mansfield 1977

MANSFIELD, P.: Multi-planar image formation using NMR spin echoes. In: *Journal of Physics C: Solid State Physics* 10 (1977), Nr. 3, S. L55 (Zitiert auf Seite 29)

Mazonakis u. a. 2004

MAZONAKIS, Michael ; DAMILAKIS, John ; MANTATZIS, Michael ; PRASSOPOULOS, Panos ; MARIS, Thomas ; VARVERIS, Haris ; GOURTSOYIANNIS, Nicholas: Stereology versus planimetry to estimate the volume of malignant liver lesions on MR imaging. In: *Magnetic resonance imaging* 22 (2004), Nr. 7, S. 1011–1016 (Zitiert auf Seite 43)

McDonald 1997

MCDONALD, C J.: The barriers to electronic medical record systems and how to overcome them. In: *J Am Med Inform Assoc* 4 (1997), Nr. 3, S. 213–21 (Zitiert auf Seite 210)

McIntosh und Hamarneh 2006

MCINTOSH, Chris ; HAMARNEH, Ghassan: Vessel Crawlers: 3D Physically-based Deformable Organisms for Vasculature Segmentation and Analysis. (2006), S. 1084–1091 (Zitiert auf den Seiten [23](#), [36](#) und [37](#))

Meier u. a. 2014

MEIER, Jens ; BOEHM, Andreas ; KIELHORN, Anne ; DIETZ, Andreas ; BOHN, Stefan ; NEUMUTH, Thomas: Design and evaluation of a multimedia electronic patient record "oncoflow" with clinical workflow assistance for head and neck tumor therapy. In: *Int. J. Computer Assisted Radiology and Surgery* 9 (2014), Nr. 6, S. 949–965 (Zitiert auf den Seiten [24](#), [185](#), [210](#), [211](#) und [213](#))

Meinzer u. a. 2002

MEINZER, Hans-Peter ; THORN, Matthias ; CÁRDENAS, Carlos E.: Computerized planning of liver surgery – an overview. In: *Computers & Graphics* 26 (2002), Nr. 4, S. 569–576 (Zitiert auf Seite [188](#))

Meisner u. a. 2013

MEISNER, Eric M. ; HAGER, Gregory D. ; ISHMAN, Stacey L. ; BROWN, David ; TUNKEL, David E. ; ISHII, Masaru: Anatomical reconstructions of pediatric airways from endoscopic images: A pilot study of the accuracy of quantitative endoscopy. In: *The Laryngoscope* 123 (2013), Nr. 11, S. 2880–2887 (Zitiert auf Seite [34](#))

Menzies u. a. 2009

MENZIES, S.W. ; CROTTY, K. ; INGVAR, C. ; MCCARTHY, W.: *Dermoscopy: An Atlas 3rd Edition*. McGraw-Hill Education, 2009 (Zitiert auf Seite [12](#))

Merrill u. a. 1956

MERRILL, John P. ; HARRISON, J. H. ; MURRAY, Joseph ; GUILD, Warren R.: Successful Homotransplantation of the Kidney in an Identical Twin. In: *Transactions of the American Clinical and Climatological Association* 67 (1956), S. 167–173 (Zitiert auf Seite [17](#))

Michels und Jaspers 2012

MICHELS, G. ; JASPERS, N.: *Sonographie Organ- und Leitsymptomorientiert*. Springer Berlin Heidelberg, 2012 (Springer medicine) (Zitiert auf Seite [30](#))

Minovic u. a. 1992

MINOVIC, Predrag ; ISHIKAWA, Seiji ; KATO, Kiyoshi: Three-Dimensional Symmetry Identification Part I: Theory. In: *Memoirs of the Kyushu Institute of Techn. Eng.* 21 (1992), S. 1–16 (Zitiert auf Seite [138](#))

Mohnike und Hör 2006

MOHNIKE, W. ; HÖR, G.: *PET/CT-Atlas: Ein Interdisziplinärer Leitfaden Der Onkologischen PET/CT-Diagnostik*. Springer, 2006 (Zitiert auf Seite [36](#))

Möller 2002

MÖLLER, Harald E.: Grundlagen der MRT. In: *Ganzkörper-MR-Tomographie*. Stuttgart : Thieme, 2002, S. 1–26 (Zitiert auf Seite [30](#))

Mönch 2014

MÖNCH, Tobias: *Context-aware 3D model generation for biomedical applications*, Otto-von-Guericke-Universität, Magdeburg, Dissertation, 2014 (Zitiert auf Seite [39](#))

Mönch u. a. 2010

MÖNCH, Tobias ; ADLER, Simon ; HAHN, Peter ; RÖSSLING, Ivo ; PREIM, Bernhard: Distance-Aware Smoothing of Surface Meshes for Surgical Planning. In: *International Workshop on Digital Engineering (IWDE)*. New York, NY, USA : ACM, 06 / 2010, S. 45–51 (Zitiert auf den Seiten [133](#) und [134](#))

Mönch u. a. 2011

MÖNCH, Tobias ; GASTEIGER, Rocco ; JANIGA, Gabor ; THEISEL, Holger ; PREIM, Bernhard: Context-aware mesh smoothing for biomedical applications. In: *Computers & Graphics* 35 (2011), Nr. 4, S. 755–767 (Zitiert auf Seite [133](#))

Mühler 2010

MÜHLER, Konrad: *Animationen und Explorationstechniken zur Unterstützung der chirurgischen Operationsplanung*. Shaker, 2010 (Magdeburger Schriften zur Visualisierung) (Zitiert auf den Seiten [22](#), [82](#), [112](#), [113](#), [114](#), [115](#), [116](#), [117](#), [118](#), [122](#), [124](#), [125](#) und [177](#))

Mühler u. a. 2007

MÜHLER, Konrad ; NEUGEBAUER, Mathias ; TIETJEN, Christian ; PREIM, Bernhard: Viewpoint Selection for Intervention Planning. In: *Proceedings of the 9th Joint Eurographics / IEEE VGTC Conference on Visualization*. Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland : Eurographics Association, 2007 (EUROVIS'07), S. 267–274 (Zitiert auf den Seiten [111](#), [112](#), [113](#), [115](#), [116](#), [117](#), [118](#), [119](#), [123](#) und [125](#))

Mühler und Preim 2009

MÜHLER, Konrad ; PREIM, Bernhard: *Automatic Textual Annotation for Surgical Planning*. DNB, 2009. 277–284 S (Zitiert auf Seite [82](#))

Mühler und Preim 2010

MÜHLER, Konrad ; PREIM, Bernhard: Reusable Visualizations and Animations for Surgery Planning. In: *Comput. Graph. Forum* 29 (2010), Nr. 3, S. 1103–1112 (Zitiert auf Seite [220](#))

Mukherjee u. a. 2010

MUKHERJEE, D.P ; CHENG, I. ; RAY, N. ; MUSHAHWAR, V. ; LEBEL, M. ; BASU, A.: Automatic Segmentation of Spinal Cord MRI Using Symmetric Boundary Tracing. In: *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on* 14 (2010), Sept, Nr. 5, S. 1275–1278 (Zitiert auf Seite [36](#))

Müller-Lyer 1889

MÜLLER-LYER, Franz C.: Optische urteilstäuschungen. In: *Archiv für Anatomie und Physiologie, Physiologische Abteilung* 2 (1889), Nr. Supplement, S. 263–270 (Zitiert auf Seite [98](#))

Neubauer u. a. 2004

NEUBAUER, A. ; MROZ, L. ; WOLFSBERGER, S. ; WEGENKITTL, R. ; FORSTER,

M.-T. ; BUHLER, K.: STEPS - an application for simulation of transsphenoidal endonasal pituitary surgery. (2004), Oct, S. 513–520 (Zitiert auf den Seiten [146](#) und [186](#))

Neuwe u. a. 2014

NEWE, Axel ; BECKER, Linda ; SCHENK, Andrea: Application and evaluation of interactive 3D PDF for presenting and sharing planning results for liver surgery in clinical routine. In: *PloS one* 9 (2014), Nr. 12, S. e115697 (Zitiert auf den Seiten [204](#), [205](#) und [208](#))

Nielson 2004

NIELSON, Gregory M.: Dual marching cubes. In: *Proceedings of the conference on Visualization'04* IEEE Computer Society (Veranst.), 2004, S. 489–496 (Zitiert auf Seite [133](#))

Niethard und Pfeil 2005

NIETHARD, Fritz U. N. ; PFEIL, Joachim: *Duale Reihe: Orthopädie*. Kap. Skoliose, S. 348, Thieme, 2005 (Duale Reihe) (Zitiert auf Seite [9](#))

Nimsky u. a. 2006

NIMSKY, Christopher ; GANSLANDT, Oliver ; ENDERS, Frank ; MERHOF, Dorit ; HAMMEN, Thilo ; BUCHFELDER, Michael: Visualization Strategies for Major White Matter Tracts for Intraoperative Use. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 1 (2006), Nr. 1, S. 13–22 (Zitiert auf Seite [25](#))

Ohtake u. a. 2003

OHTAKE, Yutaka ; BELYAEV, Alexander ; ALEXA, Marc ; TURK, Greg ; SEIDEL, Hans-Peter: Multi-level Partition of Unity Implicits. In: *ACM Trans. Graph.* 22 (2003), Juli, Nr. 3, S. 463–470 (Zitiert auf Seite [38](#))

Oldhafer u. a. 2002

OLDHAFER, Karl J. ; PREIM, Bernhard ; DÖRGE, Christina ; PEITGEN, Heinz-Otto ; BROELSCH, Christoph E.: Akzeptanz einer computergestuetzten Operationsplanung in der Viszeralchirurgie- Ergebnisse einer bundesweiten Befragung. In: *Zentralblatt für Chirurgie* 127 (2002), Nr. 2, S. 128–133 (Zitiert auf den Seiten [42](#) und [187](#))

Olwal u. a. 2011

OLWAL, Alex ; FRYKHOLM, Oscar ; GROTH, Kristina ; MOLL, Jonas: Design and Evaluation of Interaction Technology for Medical Team Meetings. In: *Human-Computer Interaction - INTERACT 2011* Bd. 6946. Springer Berlin Heidelberg, 2011, S. 505–522 (Zitiert auf Seite [24](#))

Pankau u. a. 2014

PANKAU, Thomas ; WICHMANN, Gunnar ; NEUMUTH, Thomas ; PREIM, Bernhard ; DIETZ, Andreas ; STUMPP, Patrick ; BOEHM, Andreas: 3D model-based documentation with the Tumor Therapy Manager (TTM) improves TNM staging of head and neck tumor patients. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* (2014), S. 1–8 (Zitiert auf den Seiten [177](#), [206](#), [208](#) und [214](#))

Phelps u. a. 1975

PHELPS, Michael E. ; HOFFMAN, Edward J. ; MULLANI, Nizar A. ; TER-POGOSSIAN, Michel M.: Application of annihilation coincidence detection to transaxial reconstruction tomography. In: *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine* 16 (1975), Nr. 3, S. 210–224 (Zitiert auf Seite 32)

Prasad u. a. 2003

PRASAD, Srinivasa R. ; SAINI, Sanjay ; SUMNER, James E. ; HAHN, Peter F. ; SAHANI, Dushyant ; BOLAND, Giles W.: Radiological Measurement of Breast Cancer Metastases to Lung and Liver: Comparison Between WHO (Bidimensional) and RECIST (Unidimensional) Guidelines. In: *Journal of Computer Assisted Tomography* 27 (2003), Nr. 3, S. 380–384 (Zitiert auf Seite 12)

Preim 1997

PREIM, Bernhard: The Zoom Illustrator as a Multimedia Presentation System. In: *Computer Standards & Interfaces – The International Journal on the Development and Application of Standards for Computers, Data Communications and Interfaces* 18 (6-7) (1997), Dezember, Nr. 6-7, S. 639–650 (Zitiert auf Seite 82)

Preim u. a. 1995

PREIM, Bernhard ; RITTER, Alf ; STROTHOTTE, Thomas ; POHLE, Tilo ; FORSEY, David R. ; BARTRAM, Lyn: Consistency of Rendered Images and Their Textual Labels. In: *Proceedings of Computer Graphics*. Queluz, Portugal : GRASP – Graphic Science Promotions and Publications, 6.-10. Dezember / 1995, S. 201–210 (Zitiert auf Seite 82)

Preim u. a. 2000

PREIM, Bernhard ; SELLE, Dirk ; SPINDLER, Wolf ; OLDHAFFER, Karl J. ; PEITGEN, Heinz-Otto: Interaction techniques and vessel analysis for preoperative planning in liver surgery. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2000* Springer (Veranst.), 2000, S. 608–617 (Zitiert auf den Seiten 187 und 189)

Preim u. a. 2001

PREIM, Bernhard ; SONNET, Henry ; SPINDLER, Wolf ; OTHERS ; PREIM, Bernhard u. a.: Interaktive und automatische Vermessung von 3D-Visualisierungen für die Planung chirurgischer Eingriffe. In: *Proc. BVM*, 2001, S. 19–23 (Zitiert auf den Seiten 79, 80, 84, 85 und 99)

Preim u. a. 2002a

PREIM, B ; BOURQUAIN, H ; SELLE, D ; OLDHAFFER, KJ: Resection proposals for oncologic liver surgery based on vascular territories. (2002), S. 353–358 (Zitiert auf Seite 188)

Preim u. a. 2002b

PREIM, Bernhard ; TIETJEN, Christian ; SPINDLER, Wolf ; PEITGEN, Heinz-Otto: Integration of Measurement Tools in Medical 3d Visualizations. In: *IEEE Visualization*, 2002, S. 21–28 (Zitiert auf den Seiten 42, 43, 44, 78, 79, 80, 81, 93, 101, 102, 103 und 117)

Preim u. a. 2003

PREIM, Bernhard ; TIETJEN, Christian ; HINDENNACH, Milo ; PEITGEN, Heinz-Otto: Integration automatischer Abstandsberechnungen in die Interventionsplanung. In: *Proc. BVM*, 2003, S. 259–263 (Zitiert auf den Seiten [45](#), [46](#), [70](#), [71](#), [72](#), [73](#), [74](#) und [75](#))

Preim u. a. 2005

PREIM, Bernhard ; CORDES, Jeanette ; HEINRICHS, Thomas ; KRAUSE, Dieter ; JACHAU, Katja: Quantitative Bildanalyse und Visualisierung für die Analyse von post-mortem Datensätzen. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, Springer, 2005 (Informatik Aktuell), S. 6–10 (Zitiert auf Seite [13](#))

Preim u. a. 2010

PREIM, Bernhard ; DORNHEIM, Jana ; DORNHEIM, Lars ; BOEHM, Andreas: Clinical Impact of the Tumor Therapy Manager. In: *IEEE VisWeek Discovery Exhibition (VisWeek)*. Salt Lake City, October / 2010 (Zitiert auf Seite [194](#))

Preim und Bartz 2007

PREIM, Bernhard ; BARTZ, Dirk: *Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Applications*, Morgan Kaufmann, 2007 (Zitiert auf Seite [103](#))

Preim und Botha 2013

PREIM, Bernhard ; BOTHA, Charl: *Visual Computing for Medicine*. 2. Morgan Kaufmann, 2013 (Zitiert auf den Seiten [35](#), [78](#), [81](#) und [118](#))

Prima u. a. 2002

PRIMA, S. ; OURSELIN, S. ; AYACHE, N.: Computation of the Mid-Sagittal Plane in 3-D Brain Images. In: *IEEE Trans Med Imaging* 21 (2002), Nr. 2, S. 122–138 (Zitiert auf den Seiten [135](#) und [136](#))

Putz und Pabst 2005

PUTZ, R. ; PABST, R.: *Sobotta – Atlas der Anatomie des Menschen. Band 1: Kopf, Hals, obere Extremität*. 22. Elsevier, 2005 (Zitiert auf Seite [149](#))

Quinlan 1994

QUINLAN, Sean: Efficient distance computation between non-convex objects. In: *Proc. IEEE ICRA* Bd. 4, 1994, S. 3324–3329 (Zitiert auf den Seiten [45](#) und [46](#))

Radiopedia #1

(RADIOPIEDIA) GAILLARD, Frank: *Lymph node levels*. 2009. ↗ <http://radiopaedia.org/cases/lymph-node-levels>. – © 06.06.2016 (Zitiert auf Seite [21](#))

Radtke u. a. 2006

RADTKE, A. ; SOTIROPOULOS, G.C. ; MALAGÓ, M.: Computer Assisted Surgery Planning (CASP) in Adult-to-Adult Living Donor Liver Transplantation (ALDLT). In: *Liver and Biliary Tract Surgery*. Springer Vienna, 2006, S. 579–625 (Zitiert auf Seite [43](#))

Rahner u. a. 2012

RAHNER, Sebastian ; RÖSSLING, Ivo ; DORNHEIM, Lars ; DORNHEIM, Jana ; PREIM, Bernhard: Effiziente Partitionierungstechniken für die interaktive

Nachbearbeitung medizinischer Segmentierungen. In: *Proceedings der 11. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC)*. Düsseldorf, 11 / 2012 (Zitiert auf Seite 149)

Reiser u. a. 2011

REISER, M. ; KUHN, F.P. ; DEBUS, J.: *Duale Reihe Radiologie*. Thieme, 2011 (DeL) (Zitiert auf Seite 144)

Reisfeld u. a. 1995

REISFELD, Daniel ; WOLFSON, Haim ; YESHURUN, Yehezkel: Context Free Attentional Operators: The Generalized Symmetry Transform. In: *Int J Computer Vis* 14 (1995), S. 119–130 (Zitiert auf Seite 136)

Reitinger u. a. 2006

REITINGER, Bernhard ; BORNIK, Alexander ; BEICHEL, Reinhard ; SCHMALSTIEG, Dieter: Liver Surgery Planning Using Virtual Reality. In: *Liver* (2006), Nr. December, S. 36 – 47 (Zitiert auf den Seiten 42, 79 und 188)

Rieder u. a. 2011

RIEDER, C. ; KROEGER, T. ; SCHUMANN, C. ; HAHN, H.K.: GPU-based Real-Time Approximation of the Ablation Zone for Radiofrequency Ablation. In: *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on* 17 (2011), Dec, Nr. 12, S. 1812–1821 (Zitiert auf Seite 15)

Rohlmann und Siraky 1985

ROHLMANN, A ; SIRAKY, J: Reproduzierbarkeit der Oberflächenvermessung des Rückens nach dem optometrischen Verfahren. In: *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 123 (1985), Nr. 02, S. 205–212 (Zitiert auf Seite 9)

Ropinski u. a. 2007

ROPINSKI, Timo ; PRASSNI, Jörg-Stefan ; ROTERS, Jan ; HINRICHS, Klaus H.: Internal Labels as Shape Cues for Medical Illustration. In: *Proceedings of the 12th International Fall Workshop on Vision, Modeling, and Visualization (VMV07)*, nov / 2007, S. 203–212 (Zitiert auf den Seiten 83, 90 und 100)

Rössling u. a. 2009a

RÖSSLING, Ivo ; CYRUS, C. ; DORNHEIM, Lars ; HAHN, Peter ; PREIM, Bernhard ; BOEHM, A.: Interaktive Visualisierung von Abständen und Ausdehnungen anatomischer Strukturen für die Interventionsplanung. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*. Heidelberg : Springer Verlag, 03 / 2009, S. 381–385 (Zitiert auf den Seiten 86, 87, 88, 89 und 97)

Rössling u. a. 2009b

RÖSSLING, Ivo ; CYRUS, C. ; DORNHEIM, Lars ; PREIM, Bernhard: Effiziente automatische Bestimmung interventionsrelevanter Entfernungsmaße. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*. Heidelberg : Springer Verlag, 03 / 2009, S. 66–70 (Zitiert auf Seite 49)

Rössling u. a. 2010a

RÖSSLING, Ivo ; CYRUS, Christian ; DORNHEIM, Lars ; BOEHM, Andreas ; PREIM,

Literaturverzeichnis

Bernhard: Fast and flexible distance measures for treatment planning. In: *International Journal for Computer Assisted Radiology and Surgery* 5 (2010), 08, Nr. 6, S. 633–646 (Zitiert auf den Seiten [49](#), [50](#), [51](#), [56](#), [57](#), [58](#), [64](#), [66](#), [71](#) und [72](#))

Rössling u. a. 2010b

RÖSSLING, IVO ; HAHN, Peter ; CYRUS, Christian ; DORNHEIM, Lars: Estimation of the Midsagittal Plane for Sideness Determination of Malignant Structures of Head and Neck. In: *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine (EG VCBM)*, 07 / 2010, S. 109–115 (Zitiert auf den Seiten [135](#), [136](#), [137](#), [139](#), [140](#), [141](#), [142](#) und [143](#))

Rössling u. a. 2010c

RÖSSLING, IVO ; HAHN, Peter ; DORNHEIM, Lars: Schätzung der Midsagittalebene zur Bestimmung der Seitenlage maligner Strukturen des Halses. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*. Aachen : Springer Verlag, 03 / 2010, S. 395–399 (Zitiert auf Seite [139](#))

Rössling u. a. 2011a

RÖSSLING, IVO ; DORNHEIM, Jana ; DORNHEIM, Lars ; PREIM, Bernhard ; BOEHM, Andreas: The Tumor Therapy Manager – Design, Refinement and Clinical Use of a Software Product for ENT Surgery Planning and Documentation. In: *Information Processing in Computer-Assisted Interventions* Bd. 6689, Springer Berlin / Heidelberg, 06 / 2011, S. 1–12 (Zitiert auf den Seiten [15](#), [24](#), [106](#), [123](#), [193](#), [194](#), [196](#), [198](#), [200](#) und [202](#))

Rössling u. a. 2011b

RÖSSLING, IVO ; DORNHEIM, Jana ; DORNHEIM, Lars ; PREIM, Bernhard ; BOEHM, Andreas: The Tumor Therapy Manager and its Clinical Impact. In: *Eurographics 2011 – Dirk Bartz Prize*, Eurographics Association, 04 / 2011, S. 1–4 (Zitiert auf Seite [204](#))

Rössling u. a. 2015

RÖSSLING, IVO ; DORNHEIM, Lars ; PREIM, Bernhard: Bestimmung günstiger Sichtpunkte zur Betrachtung von Vermessungsergebnissen in 3D-Szenen für die Chirurgische Interventionsplanung. In: *Proceedings der 14. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC)*, 2015. (akzeptiert) (Zitiert auf den Seiten [112](#), [117](#), [118](#), [121](#), [122](#), [123](#) und [124](#))

Röttger

RÖTTGER, Stefan: *MIP Syngo Example*. ↗ <http://schorsch.efi.fh-nuernberg.de/roettger/index.php/MedicalVisualization/MIPSyngoExample>. – © 06.06.2016 (Zitiert auf Seite [181](#))

Ruf 2011

RUF, Sandra: *Tagging und Partitionierung anatomischer Unterstrukturen in medizinischen Segmentierungen des Halsskelettes*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2011 (Zitiert auf den Seiten [170](#) und [171](#))

Ruthensteiner u. a. 2010

RUTHENSTEINER, Bernhard ; BAEUMLER, Natalie ; BARNES, David G.: Interac-

tive 3D volume rendering in biomedical publications. In: *Micron* 41 (2010), Nr. 7, S. 886–e1 (Zitiert auf Seite 204)

Ruthensteiner und Heß 2008

RUTHENSTEINER, Bernhard ; HESS, Martin: Embedding 3D models of biological specimens in PDF publications. In: *Microscopy research and technique* 71 (2008), Nr. 11, S. 778–786 (Zitiert auf Seite 204)

Sack und Urrutia 2000

SACK, Jörg-Rüdiger ; URRUTIA, Jorge: *Handbook of computational geometry*. 2000 (Zitiert auf Seite 52)

Sbert u. a. 2005

SBERT, Mateu ; PLEMENOS, Dimitri ; FEIXAS, Miquel ; GONZÁLEZ, Francisco: Viewpoint Quality: Measures and Applications. In: *Computational Aesthetics*, Eurographics Association, 2005, S. 185–192 (Zitiert auf Seite 111)

Schenk u. a. 2008

SCHENK, Andrea ; ZIDOWITZ, Stephan ; BOURQUAIN, Holger ; HINDENNACH, Milo ; HANSEN, Christian ; HAHN, Horst K. ; PEITGEN, Heinz O.: Clinical relevance of model based computer-assisted diagnosis and therapy, SPIE, 2008 (Zitiert auf Seite 24)

Schreyer u. a. 2005

SCHREYER, A. G. ; SCHEIBL, K. ; ZORGER, N. ; DORENBECK, U. ; RETZL, G. ; FEUERBACH, S. ; SEITZ, J.: Detection rate and efficiency of lymph node assessment with axial and coronal image reading based on 16 row multislice CT of the neck. In: *RöFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 177 (2005), Nr. 10, S. 1430–1435 (Zitiert auf Seite 132)

Segall u. a. 1963

SEGALL, Marshall H. ; CAMPBELL, Donald T. ; HERSKOVITS, Melville J.: Cultural differences in the perception of geometric illusions. In: *Science* 139 (1963), Nr. 3556, S. 769–771 (Zitiert auf Seite 98)

Shepherd und Johnson 2008

SHEPHERD, Jason F. ; JOHNSON, Chris R.: Hexahedral Mesh Generation Constraints. In: *Eng. with Comput.* 24 (2008), Juni, Nr. 3, S. 195–213 (Zitiert auf Seite 38)

Shortliffe u. a. 2013

SHORTLIFFE, E.H. ; WIEDERHOLD, G. ; FAGAN, L.M. ; PERREAULT, L.E.: *Medical Informatics: Computer Applications in Health Care and Biomedicine*. Springer New York, 2013 (Health Informatics) (Zitiert auf Seite 39)

Smith und van Najarian 2008

SMITH, R. ; NAJARIAN, K. van: Automated segmentation of pelvic bone structure in x-ray radiographs using active shape models and directed Hough transform. In: *Bioinformatics and Biomedicine Workshops, 2008. BIBMW 2008. IEEE International Conference on*, Nov / 2008, S. 56–63 (Zitiert auf Seite 36)

Smith und Nayak 2010

SMITH, Travis B. ; NAYAK, Krishna S.: MRI artifacts and correction strategies. In: *Imaging in Medicine* 2 (2010), Nr. 4, S. 445–457 (Zitiert auf Seite [39](#))

Smola 2013

SMOLA, M.G.: *Manual der Chirurgischen Krebstherapie*. Springer Vienna, 2013 (Zitiert auf Seite [67](#))

Sohn u. a. 1998

SOHN, Christian ; KRAPFL-GAST, Anne-Sybil ; SCHIESSER, Monika: *Checkliste Sonographie in Gynäkologie und Geburtshilfe*. Thieme, 1998 (Checklisten der aktuellen Medizin) (Zitiert auf Seite [8](#))

Sohn u. a. 2003

SOHN, Christof ; SOHN, Christof ; TERCANLI, Sevgi ; HOLZGREVE, Wolfgang: *Ultraschall in Gynäkologie und Geburtshilfe*. 2. Thieme, 2003 (Zitiert auf Seite [8](#))

Sohn und Holzgreve 2012

SOHN, C. ; HOLZGREVE, W.: *Ultraschall in Gynäkologie und Geburtshilfe*. Thieme, 2012 (Zitiert auf Seite [30](#))

Stammerger und Posawetz 1990

STAMMBERGER, H. ; POSAWETZ, W.: Functional endoscopic sinus surgery. In: *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 247 (1990), Nr. 2, S. 63–76 (Zitiert auf Seite [19](#))

Standring 2008

STANDRING, Susan: *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. 40., überarbeitete Ausgabe. Elsevier Health Sciences UK, 2008 (Gray's Anatomy) (Zitiert auf Seite [81](#))

Steger u. a. 2011

STEGER, Sebastian ; FRANCO, Fabio ; SVERZELLATI, Nicola ; CHIARI, Gianfranco ; COLOMER, Ramon: 3D Assessment of lymph nodes vs. RECIST 1.1. In: *Academic radiology* 18 (2011), Nr. 3, S. 391–394 (Zitiert auf Seite [44](#))

Steger und Sakas 2012

STEGER, Sebastian ; SAKAS, Georgios: FIST: Fast Interactive Segmentation of Tumors. In: *Abdominal Imaging. Computational and Clinical Applications* Bd. 7029. Springer Berlin Heidelberg, 2012, S. 125–132 (Zitiert auf Seite [36](#))

Stein und Grünberg 2009

STEIN, K.M. ; GRÜNBERG, K.: Forensische Radiologie. In: *Der Radiologe* 49 (2009), Nr. 1, S. 73–86 (Zitiert auf Seite [13](#))

Stolz u. a. 1994

STOLZ, W ; RIEMANN, A ; COGNETTA, AB ; PILLET, L ; ABMAYR, W ; HOLZEL, D ; BILEK, P ; NACHBAR, F ; LANDTHALER, M: Abcd rule of dermatoscopy—a new practical method for early recognition of malignant-melanoma. In: *European Journal of Dermatology* 4 (1994), Nr. 7, S. 521–527 (Zitiert auf Seite [12](#))

Stotzka u. a. 2002

STOTZKA, Rainer ; WUERFEL, Jan ; MUELLER, Tim O. ; GEMMEKE, Hartmut:

Medical imaging by ultrasound computer tomography. (2002), S. 110–119
(Zitiert auf Seite [32](#))

Strauß u. a. 2006

STRAUSS, G. ; HERTEL, I. ; DORNHEIM, J. ; CORDES, . J. ; BURGERT, O. ; SCHULZ, T. ; MEIXENSBERGER, J. ; WINKLER, D. ; PREIM, U. ; DIETZ, A. ; PREIM, B.: Three-dimensional visualization of CT of the neck for surgical planning. In: *Laryngorhinootologie* 85 (2006), Nr. 10, S. 746–754 (Zitiert auf Seite [18](#))

Strauß u. a. 2013

STRAUSS, G. ; SCHALLER, S. ; GOLLNICK, I. ; LUETH, T. C.: Instrumentenna-
vigation in der endonasalen Stirnhöhlenchirurgie: Gibt es eine Operation
unter "reiner Navigationsführung"? In: *Laryngo-Rhino-Otol* 92 (2013), Nr. 10,
S. e4–e4– (Zitiert auf Seite [25](#))

Strutz und Arndt 2010

STRUTZ, J. ; ARNDT, O.: *Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie*.
Thieme, 2010 (Zitiert auf Seite [144](#))

Sud u. a. 2006

SUD, Avneesh ; GOVINDARAJU, Naga ; GAYLE, Russell ; KABUL, Ilknur ; MA-
NOCHA, Dinesh: Fast proximity computation among deformable models
using discrete Voronoi diagrams. In: *ACM Trans. Graph.* 25 (2006), Nr. 3,
S. 1144–1153 (Zitiert auf Seite [46](#))

Sun 1995

SUN, Changming: Symmetry Detection using Gradient Information. In:
Pattern Recogn. Lett. 16 (1995), Nr. 9, S. 987–996 (Zitiert auf Seite [136](#))

Sun u. a. 2010

SUN, Zhonghua ; AL DOSARI, Sultan A. ; NG, Curtise ; AL-MUNTASHARI, Ali ;
ALMALIKY, Saud: Multislice CT virtual intravascular endoscopy for assessing
pulmonary embolisms: a pictorial review. In: *Korean Journal of Radiology* 11
(2010), Nr. 2, S. 222–230 (Zitiert auf Seite [146](#))

Sun und Sherrah 1997

SUN, Changming ; SHERRAH, Jamie: 3D Symmetry Detection using the Exten-
ded Gaussian Image. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine
Intelligence* 19 (1997), Nr. 2, S. 164–168 (Zitiert auf den Seiten [136](#), [137](#), [138](#), [139](#) und [143](#))

Sutherland u. a. 1979

SUTHERLAND, David E. R. ; GOETZ, Frederick C. ; NAJARIAN, John S.: Intrape-
ritoneal transplantation of immediately vascularized segmental pancreatic
grafts without duct ligation. A clinical trial. In: *Transplantation* 28 (1979),
Nr. 6, S. 485–91 (Zitiert auf Seite [17](#))

Taha u. a. 2014

TAHA, A.A. ; HANBURY, A. ; TORO, O.A. Jimenez del: A formal method for
selecting evaluation metrics for image segmentation. In: *Image Processing
(ICIP), 2014 IEEE International Conference on*, Oct / 2014, S. 932–936 (Zitiert
auf Seite [39](#))

Taubin 1995

TAUBIN, Gabriel: A signal processing approach to fair surface design. In: *Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques* ACM (Veranst.), 1995, S. 351–358 (Zitiert auf Seite [133](#))

Thali u. a. 2003

THALI, Michael J. ; YEN, Kathrin ; SCHWEITZER, Wolf ; VOCK, Peter ; BOESCH, Chris ; OZDOBA, Christoph ; SCHROTH, Gerhard ; ITH, Michael ; SONNENSCHNEIN, Martin ; DOERNHOEFER, Tanja ; SCHEURER, Eva ; PLATTNER, Thomas ; DIRNHOFER, Richard: Virtopsy, a new imaging horizon in forensic pathology: virtual autopsy by postmortem multislice computed tomography (MSCT) and magnetic resonance imaging (MRI)—a feasibility study. In: *Journal of forensic sciences* 48 (2003), 03, Nr. 2, S. 386–403 (Zitiert auf Seite [14](#))

Thali u. a. 2009

THALI, M. ; DIRNHOFER, R. ; VOCK, P.: *The Virtopsy Approach: 3D Optical and Radiological Scanning and Reconstruction in Forensic Medicine*. Taylor & Francis, 2009 (Zitiert auf Seite [34](#))

Therasse u. a. 2000

THERASSE, P. ; ARBUCK, S. G. ; EISENHAUER, E. A. ; WANDERS, J. ; KAPLAN, R. S. ; RUBINSTEIN, L. ; VERWEIJ, J. ; VAN GLABBEKE, M. ; OOSTEROM, A. T. van ; CHRISTIAN, M. C. ; GWYTHYER, S. G.: New guidelines to evaluate the response to treatment in solid tumors. European Organization for Research and Treatment of Cancer, National Cancer Institute of the United States, National Cancer Institute of Canada. In: *Journal of the National Cancer Institute* 92 (2000), Februar, Nr. 3, S. 205–216 (Zitiert auf den Seiten [12](#) und [42](#))

Thirion u. a. 1998

THIRION, J.-P. u. a.: Statistical Analysis of Normal and Abnormal Dissymmetry in Volumetric Medical Images. In: *Proc IEEE WBIA*, 1998, S. 74 (Zitiert auf Seite [136](#))

Tietjen 2009

TIETJEN, Christian: *Illustrative Visualisierungstechniken zur Unterstützung der präoperativen Planung von chirurgischen Eingriffen.*, Otto von Guericke University Magdeburg, Dissertation, 2009 (Zitiert auf Seite [176](#))

Tietjen u. a. 2006

TIETJEN, Christian ; MEYER, Björn ; SCHLECHTWEG, Stefan ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Enhancing Slice-based Visualizations of Medical Volume Data. In: *EuroVis06: Joint Eurographics - IEEE VGTC Symposium on Visualization, Lisbon, Portugal, 8-10 May 2006*. Lisbon, Portugal : Eurographics Association, 2006, S. 123–130 (Zitiert auf den Seiten [45](#), [80](#), [105](#), [107](#), [109](#), [110](#) und [176](#))

Tönnies 2012

TÖNNIES, K.D.: *Guide to Medical Image Analysis: Methods and Algorithms*. Springer, 2012 (Advances in Computer Vision and Pattern Recognition) (Zitiert auf Seite [35](#))

del Toro und Müller 2014

TORO, Oscar Alfonso J. del ; MÜLLER, Henning: Hierarchical multi-atlas based segmentation for anatomical structures: Evaluation in the VISCERAL anatomy benchmarks. In: *Medical Computer Vision. Large Data in Medical Imaging*. Boston, USA : Springer, September / 2014 (Zitiert auf Seite 24)

Tuzikov u. a. 2003

TUZIKOV, Alexander V. ; COLLIOT, Olivier ; BLOCH, Isabelle: Evaluation of the symmetry plane in 3D MR brain images. In: *Pattern Recogn. Lett.* 24 (2003), Nr. 14, S. 2219–2233 (Zitiert auf Seite 135)

UICC 2009

(UICC), International Union Against C. ; SOBIN, L. H. (Hrsg.) ; GOSPODAROWICZ, M. K. (Hrsg.) ; WITTEKIND, C. (Hrsg.): *International Union Against Cancer (UICC)*. Wiley-Blackwell, 2009 (Zitiert auf den Seiten 11, 64, 134, 153, 154, 158 und 200)

Vázquez u. a. 2001

VÁZQUEZ, Pere-Pau ; FEIXAS, Miquel ; SBERT, Mateu ; HEIDRICH, Wolfgang: Viewpoint Selection using Viewpoint Entropy. In: *Proceedings of the Vision Modeling and Visualization Conference 2001 (VMV-01), Stuttgart, Germany, November 21-23, 2001*, Aka GmbH, 2001, S. 273–280 (Zitiert auf Seite 111)

Viola und Gröller 2005

VIOLA, Ivan ; GRÖLLER, Meister E.: Smart Visibility in Visualization. In: *Proceedings of the First Eurographics Conference on Computational Aesthetics in Graphics, Visualization and Imaging*. Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland : Eurographics Association, 2005 (Computational Aesthetics'05), S. 209–216 (Zitiert auf den Seiten 99 und 111)

Vollmer u. a. 1999

VOLLMER, Jörg ; MENCL, Robert ; MUELLER, Heinrich: Improved Laplacian smoothing of noisy surface meshes. In: *Computer Graphics Forum* Bd. 18 Wiley Online Library (Veranst.), 1999, S. 131–138 (Zitiert auf Seite 133)

Waldt und Eiber 2013

WALDT, S. ; EIBER, M.: *Measurements and Classifications in Musculoskeletal Radiology*. Thieme, 2013 (Zitiert auf Seite 10)

Werkling und Böhme 2013

WERKING, Kristina ; BÖHME, Nicole: Einsatz der Computertomografie in orthopädischen Messverfahren. In: *Radiopraxis* 6 (2013), Nr. 03, S. 143–152 (Zitiert auf Seite 10)

Wermer u. a. 2007

WERMER, Marieke J. H. ; SCHAAF, Irene C. van der ; ALGRA, Ale ; RINKEL, Gabriël J. E.: Risk of rupture of unruptured intracranial aneurysms in relation to patient and aneurysm characteristics: an updated meta-analysis. In: *Stroke* 38 (2007), Nr. 4, S. 1404–1410 (Zitiert auf Seite 16)

Werner 2013

WERNER, J.A.: *Lymphknotenerkrankungen im Kopf-Hals-Bereich: Onkologie*

und Differenzialdiagnostik. Springer Berlin Heidelberg, 2013 (Zitiert auf Seite 21)

Whitaker 2000

WHITAKER, ROSS T.: Reducing Aliasing Artifacts in Iso-surfaces of Binary Volumes. In: *Proceedings of the 2000 IEEE Symposium on Volume Visualization*. New York, NY, USA : ACM, 2000 (VVS '00), S. 23–32 (Zitiert auf Seite 37)

WHO 1979

WORLD HEALTH ORGANIZATION: *WHO Handbook for Reporting Results of Cancer Treatment*. World Health Organization, 1979 (WHO offset publication) (Zitiert auf den Seiten 12 und 42)

Wikimedia Commons #1

(WIKIMEDIA COMMONS) MORODER, Wolfgang: *Darstellung eines Fetus mit 12 Schwangerschaftswochen. Messung der Scheitel-Steiß-Länge*. 2012. [↗http://commons.wikimedia.org/wiki/File:CRL_Crown_rump_lengh_12_weeks_ecografia_Dr._Wolfgang_Moroder.jpg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:CRL_Crown_rump_lengh_12_weeks_ecografia_Dr._Wolfgang_Moroder.jpg). – © 06.06.2016 (Zitiert auf Seite 8)

Wikimedia Commons #2

(WIKIMEDIA COMMONS) MCFADDEN, Daniel: *X-ray presentation of Scheuermann's disease*. 2010. [↗http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scheuermanns70.jpg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scheuermanns70.jpg). – © 06.06.2016 (Zitiert auf Seite 9)

Wikimedia Commons #3

(WIKIMEDIA COMMONS) BENUTZER: SALINOO1: *Skizze zur Erklärung des Grundprinzips eines bildgebenden Verfahrens*. 2009. [↗http://de.wikipedia.org/wiki/Datei:Grundprinzip_bildgebendes_Verfahren.svg](http://de.wikipedia.org/wiki/Datei:Grundprinzip_bildgebendes_Verfahren.svg). – © 06.06.2016 (Zitiert auf Seite 28)

Wikimedia Commons #4

(WIKIMEDIA COMMONS) BENUTZER: TOMCATX: *Körperebenen des Menschen*. 2011. [↗https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Human_anatomy_Koerperebenen.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Human_anatomy_Koerperebenen.svg). – © 06.06.2016 (Zitiert auf Seite 135)

Wilms u. a. 2011

WILMS, Matthias ; EHRHARDT, Jan ; HANDELS, Heinz: Automatische Segmentierung der Lungenflügel in CT-Daten. In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2011*. Springer Berlin Heidelberg, 2011 (Informatik aktuell), S. 119–123 (Zitiert auf Seite 23)

Wintermantel und Ha 2009

WINTERMANTEL, E. ; HA, S.W.: *Medizintechnik: Life Science Engineering*. Springer, 2009 (Zitiert auf Seite 28)

Wittmann 2013

WITTMANN, W.T.: *Computergestützte grafische Planungs- und Operationssysteme für die Hals-, Nasen-, Ohrenchirurgie*. München, 2013 (Zitiert auf Seite 186)

Wolsiffer und Kalender 2000

WOLSIFFER, Kerstin ; KALENDER, Willi: Computerbasierte dreidimensionale Planung von Knieendoprothesen. In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2000*. Springer, 2000, S. 254–258 (Zitiert auf Seite 44)

Yamanaka u. a. 2007

YAMANAKA, Junichi ; SAITO, Shinichi ; FUJIMOTO, Jiro: Impact of preoperative planning using virtual segmental volumetry on liver resection for hepatocellular carcinoma. In: *World journal of surgery* 31 (2007), Nr. 6, S. 1251–1257 (Zitiert auf Seite 44)

Yap 1997

YAP, Chee-Keng: Towards Exact Geometric Computation. In: *Comput. Geom. Theory Appl.* 7 (1997), Nr. 1-2, S. 3–23 (Zitiert auf Seite 58)

Zenk u. a. 1998

ZENK, J. ; ZIKARSKY, B. ; HOSEMANN, W. G. ; IRO, H.: Die Durchmesser des Stenon- und Wharton-Ganges – Bedeutung für Diagnostik und Therapie. In: *HNO* 46 (1998), Nr. 12, S. 980–985 (Zitiert auf Seite 17)

Zukic u. a. 2012

ZUKIC, Dzenan ; VLASÁK, Ales ; DUKATZ, Thomas ; EGGER, Jan ; HORÍNEK, Daniel ; NIMSKY, Christopher ; KOLB, Andreas: Segmentation of Vertebral Bodies in MR Images. In: *Vision, Modeling and Visualization*, The Eurographics Association, 2012 (Zitiert auf Seite 36)